

Röntgenologische Analyse experimentell erzeugter implantatnaher Läsionen im humanen Kieferknochen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät der
Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität
Bonn

vorgelegt von
Eva Christina Maria Schneider

aus
Siegen

2011

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Univ. - Prof. Dr. Gerhard Wahl
2. Gutachter: PD Dr. Henrik Dommisch

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.10. 2011

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich –
Wilhelms - Universität Bonn
Poliklinik für Chirurgische Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Direktor: Univ. - Prof. Dr. Gerhard Wahl

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis	5
1 Einleitung	6
1.1 Einführung	6
1.2 Implantologie in der Zahnheilkunde	7
1.2.1 Entwicklung und Möglichkeiten	7
1.2.2 Materialien und Systeme	7
1.3 Implantatinserterion	10
1.3.1 Planung und Vorgehen	10
1.3.2 Einheilung	12
1.3.3 Komplikationen	15
1.3.4 Nachsorge	18
1.4 Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik	19
1.5 Diagnostische Radiologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde	21
1.5.1 Aufnahmetechniken und –formate	22
1.5.2 Weichgewebs- und Knochendarstellung	22
1.6 Fragestellungen und Ziele der Arbeit	25
2 Material und Methoden	27
2.1 Übersicht	27
2.2 Anfertigung und Konservierung der Kieferknochensegmente	27
2.3 Implantatinserterion	28
2.4 Defekterzeugung	32
2.5 Röntgenologische Darstellung	35
2.6 Beurteilung der Defekte auf den Röntgenbildern	36
2.7 Statistische Analyseverfahren	39
3 Ergebnisse	41
3.1 Überblick	41
3.2 Ergebnisse der statistischen Auswertung	41

3.2.1	Statistische Auswertung in Bezug auf die Größe des Defekts	42
3.2.2	Statistische Auswertung in Bezug auf die Lage des Defekts	43
3.2.3	Statistische Auswertung in Bezug auf die Aufnahmerichtung	44
3.2.4	Statistische Auswertung in Bezug auf die Art des Kieferknochens	45
3.2.5	Statistische Auswertung in Bezug auf die Gesamtheit der Variablen: Größe des Defekts, Lage des Defekts, Aufnahmerichtung und Art des Kieferknochens	46
3.2.6	Statistische Auswertung in Bezug auf die Erfahrung der Betrachter	49
4	Diskussion	52
4.1	Diskussion der Methode	52
4.1.1	Auswahl der Probenkörper	52
4.1.2	Auswahl des bildgebenden Verfahrens	53
4.2	Diskussion der Ergebnisse	54
5	Zusammenfassung	66
6	Anhang	68
7	Literaturverzeichnis	81
8	Danksagung	98

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CSD	critical – size defect
CT	Computertomographie
DVT	Digitale Volumentomographie
et al.	et alii (und Mitarbeiter)
FRS	Fernröntgenseitenbild
kW	Kilowatt
m	Meter
MRT	Magnetresonanztomographie
nm	Nanometer
OPG	Orthopantomographie / Orthopantomogramm
s	Sekunde
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
°C	Grad Celsius

1 Einleitung

1.1 Einführung

Die Implantologie ist in den vergangenen Jahrzehnten zu einem festen Bestandteil des zahnmedizinischen Therapiespektrums geworden. Für viele Patienten stellt diese Form des Zahnersatzes die einzige Alternative zu herausnehmbaren Versorgungen oder gar Totalprothesen dar. Auch für den Ersatz einzelner Zähne gibt es Implantatlösungen, die funktionell und ästhetisch hervorragende Ergebnisse liefern können.

Die Gewebe, die im Rahmen einer Implantation von großer Bedeutung sind, sind der Alveolarknochen, die orale Schleimhaut sowie die Gingiva. Die Einheilung eines Implantates und damit der Erfolg hängen entscheidend vom Zustand dieser Gewebe, beziehungsweise ihrer Reaktion auf die Implantation ab. Während die orale Schleimhaut und die Gingiva klinisch zu beurteilen sind, lässt sich der Alveolarknochen nur indirekt mit Hilfe verschiedener bildgebender Verfahren, meist radiologischer Natur, betrachten. Diese Tatsache verdeutlicht die Wichtigkeit qualitativ hochwertiger und aussagekräftiger Aufnahmen, da sie in der Regel die einzige Grundlage darstellen, auf der eine Beurteilung des Kieferknochens erfolgen kann. Eine Analyse muss sowohl prä- als auch postoperativ erfolgen. Zunächst werden vor der Implantation das Knochenangebot und die Struktur des Knochens begutachtet sowie pathologische Prozesse ausgeschlossen. Auch nach der Implantation erfolgen die Kontrolle der Einheilung und gegebenenfalls die Abklärung unklarer Symptomaten in der Regel über die Analyse radiologischer Aufnahmen der entsprechenden Regionen. Es besteht also eine Abhängigkeit der Implantologie von bildgebenden radiologischen Verfahren bezüglich Diagnostik und Therapieplanung.

1.2 Implantologie in der Zahnheilkunde

1.2.1 Entwicklung und Möglichkeiten

Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) beschreibt in einer Stellungnahme von 2005 die endossale Implantologie als wissenschaftlich fundierte Therapie und integralen Bestandteil der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Richter, 2005). Nach der Einführung erster Titanschraubenimplantate durch Brånemark vor über 40 Jahren sind endossale Implantate zum Ersatz verloren gegangener Zähne heute weltweit anerkannt. Die stetige Weiterentwicklung in der Implantologie führte dazu, dass sich mittlerweile mit Hilfe von Implantaten fast jede Zahnücke und jeder zahnlose Kiefer, falls nötig mit entsprechenden Augmentationstechniken (Chiapasco et al., 2009; Rabelo et al., 2010), adäquat versorgen lassen (Creugers et al., 2000). Bei der richtigen Indikationsstellung (Wahl und Koeck, 2004) können dentale Implantate hohe Erfolgsraten erzielen, in der Literatur werden bis zu 95% angegeben (Buch et al., 2003). Zu bedenken ist bei solch hohen Werten jedoch, dass meist nur ein gezielt ausgewähltes Patientengut über einen relativ kurzen Zeitraum begleitet und untersucht wurde (Albrektsson et al., 2008). Verschiedentlich wurden Kriterien für die Berechnung der Überlebensrate von Implantaten aufgestellt (Buch et al., 2003; Karoussis et al., 2003). Buch und Mitarbeiter (2003) stellten fest, dass die ermittelten Erfolgsraten zwischen 75% und 95% auch auf einer unterschiedlichen Definition von „Erfolg“ basieren, die vor allem in der Praxis großzügiger umschrieben wird.

Gegenstand der aktuellen Forschung sind einerseits Implantatdesign und -materialien, andererseits die verschiedenen Komplikationen bei osseointegrierten Implantaten, die bei hoher Langzeitstabilität der Implantate oft erst in späteren Phasen auftreten.

1.2.2 Materialien und Systeme

Implantate lassen sich nach ihrer Form, der Art der Einheilung, den einzelnen Bauteilen, dem Material, der Oberflächenbeschaffenheit und der Befestigung der Suprastruktur unterteilen.

Implantatformen

Es können fünf Formen unterschieden werden:

- Transdentale Implantate
- Submuköse Implantate
- Subperiostale Implantate
- Enossale Implantate (Blatt-, Nadel-, Zylinder- und Schraubenimplantate)
- Mischimplantate.

Heute werden nur noch enossale Implantate verwendet, meist wird Schraubenimplantaten der Vorzug gegeben (Cacaci et al., 2006).

Art der Einheilung

Man unterscheidet zwischen einer offenen (transgingivalen), halboffenen und einer gedeckten Einheilung, die ein ein-, beziehungsweise zweizeitiges Vorgehen bei der Implantation erfordern. Das einzeitige Vorgehen wird bevorzugt in teilweise zahnlosen Kiefern angewandt und hat den Vorteil einer kürzeren Behandlungszeit mit nur einem chirurgischen Eingriff, während beim zweizeitigen Vorgehen ein erneuter chirurgischer Eingriff zur Freilegung des zuvor mit einem Schleimhautlappen teilweise bedeckten oder abgedeckten Implantates nötig ist. Diese Technik kommt bei suboptimaler Primärstabilität, die Heilung beeinträchtigender Belastung durch eine Interimsprothese oder in Kombination mit der Verwendung von Membranen zum Einsatz (Esposito et al., 2009). Es wurde jedoch in mehreren Studien gezeigt, dass die Verfahren keine großen Unterschiede bezüglich ihrer Erfolgsquote aufweisen (Garcia et al., 2008; Esposito et al., 2009).

Implantataufbau

Bei den Implantaten selbst unterscheidet man zwischen einteiligen und zweiteiligen Implantaten. Bei den einteiligen Implantaten sind die Implantatbasis, also der im Knochen verankerte Anteil des Halses und das Retentionselement, aus einem Stück. Die Einheilung erfolgt hier immer transgingival. Bei den zweiteiligen Implantaten lässt sich das prothetische Aufbauteil (Abutment) auf die Implantatbasis aufschrauben. Die Einheilung kann trans- oder subgingival erfolgen. Eine Entscheidung für das einteilige

oder zweiteilige Implantat ist abhängig von der oralen Situation und der gewünschten Suprakonstruktion.

Die einteiligen Implantate bieten eine schnelle und meist preiswertere Versorgung. Es muss allerdings eine achsengerechte Implantation möglich sein, da ein Ausgleich der Implantatrichtung und der gewünschten oralen Rehabilitation durch entsprechend abgewinkelte Abutments nicht mehr möglich ist.

Die zweiteiligen Implantate ermöglichen die volle Bandbreite der prothetischen Versorgung. Auch bei prothetisch ungünstiger Implantatsetzung besteht die Möglichkeit, mit Hilfe unterschiedlich stark abgewinkelter oder individueller Abutments eine zufriedenstellende ästhetische und funktionelle orale Rehabilitation zu erreichen (z.B. Straumann Implant®, Straumann AG, Basel / Schweiz; Ankylos®, Dentsply Friadent, Mannheim). Als Nachteil kann die Vielzahl der einzelnen Implantatbestandteile gesehen werden. Problematisch können unter Umständen auch entstehende Spalten zwischen den einzelnen Komponenten werden, die als Schlupfwinkel für Bakterien den Erfolg der Implantation gefährden.

Das Straumann – Implant® stellt hier eine gewisse Ausnahme dar, da der enossale raue, für die Osseointegration verantwortliche Anteil und der glattpolierte Halsteil aus einem Stück sind. Dies erfordert eine positionsgenaue Einbringung des Implantats, bringt aber möglicherweise Vorteile bezüglich der Mikerspaltproblematik (Jones und Cochran, 2006; Rack et al., 2010). Die chirurgische Insertion setzt eine genaue Planung voraus, da im Gegensatz zu diversen anderen Implantatsysteme, eine Veränderung mit unterschiedlichen Halsteilen nicht mehr möglich ist.

Implantatmaterial

Implantate bestehen heute fast ausschließlich aus reinem Titan, was sich im Laufe der Entwicklung enossaler Implantate als das vom Körper am besten angenommene Material erwiesen hat. Albrektsson und Mitarbeiter (1981), Adell und Mitarbeiter (1985) und Brånemark (1983) beschrieben die Verbindung zwischen dem entstehenden Titanoxid und dem Knochen als Osseointegration, die heute als wichtigstes Erfolgskriterium in der Implantologie gilt.

Alle anderen Werkstoffe, wie Kunststoffe oder Stahllegierungen, haben keine Bedeutung in der enossalen Implantologie, da die Reaktion mit dem Knochen nicht zur gewünschten Osseointegration führt. Als Ausnahme sind die verschiedenen Keramiken zu nennen, möglicherweise stellt in Zukunft Zirkonoxidkeramik eine Alternative zum Titan dar, wobei hier noch keine ausreichenden klinischen Erfahrungen vorliegen (Andreiotelli et al., 2009; Hisbergues et al., 2009).

Oberflächenbeschaffenheit der Implantate

Nachdem mit Titan ein bioinertter Werkstoff gefunden wurde, versuchte man Oberflächen zu finden, die eine noch bessere Einheilung und Verankerung der Implantate ermöglichen. Heute ist es erwiesen, dass die Oberflächengestaltung die Einheilzeit der Implantate beeinflusst und besonders auch bei Risikopatienten entscheidend ist (Elias und Meirelles, 2010). Brunette (1988) fand heraus, dass osteogene Zellen bevorzugt raue Oberflächen besiedeln. Dies ist insofern wichtig, da die Adhäsion von Zellen an den Oberflächen eine entscheidende Rolle bezüglich des Langzeiterfolgs dentaler Implantate spielt (Kawahara, 1983; Zhang et al., 2010). Um diesen Erkenntnissen Rechnung zu tragen, gibt es heute eine Vielzahl verschiedener Oberflächengestaltungen, die Dohan Ehrenfest und Mitarbeiter klassifiziert haben (Dohan Ehrenfest et al., 2010).

1.3 Implantatinserterion

1.3.1 Planung und Vorgehen

Um eine erfolgreiche Implantation planen zu können, ist es unbedingt notwendig, den Patienten allgemein und auf die spezielle Situation im Mund hin genau zu untersuchen, um die entsprechende Indikation zu stellen und eventuelle Kontraindikationen aufzuspüren. Hinsichtlich der Planung der Anzahl, Lokalisation und Achsneigung der Implantate sind funktionelle und ästhetische Aspekte der vorgesehenen Prothetik mit einzubeziehen. Die präimplantologische Diagnostik aus chirurgischer Sicht hat daher die Aufgabe, das lokale Gewebe quantitativ und qualitativ zu evaluieren. Es muss

anschließend beurteilt werden, ob in den aus prothetischer Sicht günstigen Regionen Implantationen möglich sind (Nentwig, 1996).

Einen ersten Eindruck des vorliegenden Knochenangebots kann man durch Inspektion und Palpation gewinnen. Anhand von Modellen können die Morphologie der Alveolarfortsätze, das Ausmaß der Atrophie und Niveauunterschiede der knöchernen Kontur genauer erfasst werden. Um die tatsächliche transversale Ausdehnung des Alveolarfortsatzes bestimmen zu können, ist die Schleimhautdicke an der geplanten Implantationsstelle unter Zuhilfenahme einer Injektionskanüle mit Silikonstopper zu messen. Nach dem Übertragen der Werte auf ein Sägeschnittmodell lässt sich die Kontur des Knochens darstellen (Nentwig, 1996).

Mit Röntgenaufnahmen werden die lokale Knochenstruktur untersucht und pathologische Veränderungen ausgeschlossen, da eine genaue Kenntnis unabdingbar für den Erfolg der Implantation ist (Sakka und Coulthard, 2009). Die Verwendung von Messschablonen mit eingearbeiteten Metallkugeln bei der Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme (OPG) ermöglicht die Ausmessung des zur Verfügung stehenden vertikalen Knochenangebots sowie der Abstände zu wichtigen anatomischen Strukturen (Nentwig, 1996; Schropp et al., 2009). Für die präoperative Diagnostik bei einfacheren Implantationen, wie im posterioren Unterkieferbereich, stellt diese Aufnahme eine sichere Beurteilungsbasis dar und ist zudem schnell anzufertigen und günstig (Vazquez et al., 2008).

In schwierigeren Fällen ist der Informationsgehalt aufgrund der Zweidimensionalität der Aufnahme zu gering, hier steht zur weiteren Diagnostik und Planung die Dental-Computertomographie zur Verfügung (Matteson et al., 1996; Boeddinghaus und Whyte, 2008; Monsour und Dudhia, 2008). Damit lassen sich Struktur und Größe des Alveolarknochens exakt bestimmen sowie Lagebeziehungen zu Nasen- und Kieferhöhle oder zum Nervkanal des Nervus alveolaris inferior herstellen (Matteson et al., 1996). Als Nachteile sind die höhere Strahlenbelastung des Patienten und die höheren Kosten für die Erstellung der Datensätze zu nennen (Monsour und Dudhia, 2008). Auf der Basis der CT-Bilddatensätze ist auch die Herstellung von dreidimensionalen Kunststoffmodellen möglich, an denen dann eine direkte Modellplanung und die

Erstellung von Schablonen für die Implantation durchgeführt werden kann. Alternativ ist auch das DVT (Digitales Volumentomogramm) zu erwähnen, das speziell für den Kopfbereich konzipiert ist und mit einer erniedrigten Strahlendosis qualitativ exzellente Aufnahmen ermöglicht (Rugani et al., 2009; Chan et al., 2010).

Sollen die Weichgewebsstrukturen wie Nerven oder Gefäße besonders deutlich dargestellt werden, bietet sich die Anfertigung einer Magnetresonanztomographie an (Monsour und Dudhia, 2008).

Eine Methode, die zu den nicht-invasiven Verfahren zählt, basiert auf Messungen mithilfe von Ultraschall. Durch die Aufzeichnung der Ultraschallgeschwindigkeit und entsprechend auch ihrer Abschwächung lassen sich die mechanischen Eigenschaften des Knochens zuverlässig bewerten, auch Knochenarchitektur und –struktur werden erfasst (Gluer et al., 1994; Al-Nawas et al., 2008; Sumer et al., 2009).

Nach der ausführlichen Diagnostik und Planung kann dann die Umsetzung mit der Implantation beginnen. Das intraoperative Vorgehen ist vom individuellen Fall abhängig, wird jedoch in allgemeiner Form in Kapitel 2.3 beschrieben.

1.3.2 Einheilung

Die erfolgreiche Insertion von dentalen Implantaten in den menschlichen Knochen ist eng mit dem Begriff Osseointegration verknüpft. Erstmals wurde die Osseointegration als „ein direkter, funktioneller und struktureller Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantates“ definiert (Albrektsson et al., 1981). Die Osseointegration gilt heute als wichtigstes Kriterium für die klinisch erfolgreiche Anwendung enossaler Implantate, verlangt aber aufgrund der fortgeschrittenen Erkenntnisse nach einer mehr klinisch orientierten Definition (Joos und Meyer, 2006).

Die frühen Beobachtungen von Brånemark und Mitarbeitern (1969), dass Titanimplantate direkt, ohne eine bindegewebige Umscheidung in den Knochen inkorporiert werden können, waren Ausgangspunkt für eine intensive Untersuchung der Grenzfläche zwischen Implantat und umgebendem Knochen. Ein direkter Knochen-Implantat-Kontakt ist für reines Titan, Titanlegierungen, titanplasmabeschichtete Implantate (Schroeder, 1986), poröse Titanimplantate (Pilliar et al., 1991) und Hydroxylapatit- beschichtete Implantate (Block et al., 1987) möglich.

Die Integration des Implantates in den Knochen wurde erstmals von Brånemark und Mitarbeitern (1969) gezeigt und als direkte Knochenanlagerung auf einer Implantatoberfläche charakterisiert (Brånemark et al., 1977). Schroeder und Mitarbeiter (1976) wiesen als erste und unabhängig von Brånemark diesen direkten Knochenkontakt für Titanimplantate histologisch nach und bezeichneten diesen Zustand als „funktionelle Ankylose“ (Schroeder et al., 1976).

Eine differenzierte Betrachtung der Grenzfläche erfolgte mit elektronenmikroskopischen Techniken. Albrektsson und Mitarbeiter (1981) beschrieben in einer frühen elektronenmikroskopischen Untersuchung folgenden Aufbau der Grenzfläche zwischen Knochen und Titan:

- Reduktion der Knochenmineralisation nahe der Titanoberfläche
- zufällig angeordnete Kollagenfaserbündel im Bereich zwischen 100 und 500 nm zur Titanoberfläche
- proteoglykan- und glukosaminhaltige amorphe Schicht im Bereich der letzten 20-40 nm, die implantatnahe Osteozyten und Gewebe von der Implantatoberfläche trennt.

In zahlreichen weiteren in-vitro- und tierexperimentellen Studien wurde der Kontakt zwischen Knochen und verschiedenen Metallen mit unterschiedlichen Techniken auf ultrastrukturellem Niveau untersucht (Albrektsson und Hansson, 1986; Johansson und Albrektsson, 1991). Es zeigte sich, dass in Abhängigkeit vom Implantatwerkstoff der Knochen-Implantat-Kontakt unterschiedlich aufgebaut sein kann. In allen Studien wurde zwischen Implantat und Knochen eine amorphe Schicht beschrieben, die sich unabhängig von Implantatmaterial, Präparationstechnik und Studiendesign ausbildete. Bezüglich der Breite (20 – 1000 nm) und der Bestandteile (Mineralien, Kollagen,

Proteoglykane u. a.) dieser Schicht variierten die Beschreibungen. Der Grund für die Ausbildung dieser amorphen Schicht ist, dass Zellen nicht direkt, sondern nur indirekt über extrazelluläre Glykoproteine an die Implantatoberfläche anheften können.

Die von Brånemark 1969 erstmals beschriebene und in zahlreichen Studien (Albrektsson et al., 1981; Pilliar et al., 1991) untersuchte Osseointegration kann ähnlich wie die Knochenheilung in drei Phasen unterteilt werden (Davies, 1998,2003):

1. Bildung von Geflechtknochen
2. Anpassung der Knochenmasse an Belastung
3. Anpassung der Knochenstruktur an Belastung.

Die Diskussion, unter welchen Umständen überhaupt Knochengewebe direkt auf einer Implantatoberfläche gebildet wird, wurde von Osborn (1979) ausführlich dargestellt. Er beschrieb die zwei grundlegend verschiedenen Mechanismen der Distanz- und der Kontaktosteogenese. Die Tatsache, dass Knochen auf unterschiedliche Art und Weise an unterschiedliche Implantatoberflächen angelagert werden kann, erklärt, warum keine einheitliche Beschreibung des Knochen-Implantat-Kontaktes existiert. Ein wahrheitsgemäßes Verständnis der bei der Osseointegration ablaufenden Prozesse muss daher die Vielfalt der elektronenmikroskopisch beobachteten Knochen – Implantat – Kontaktformen erklären können (Davies, 1998). Es zeigte sich jedoch, dass Implantate mit sandgestrahlter und säuregeätzter Oberfläche nach einer definierten Heilungszeit besonders gute Erfolgsaussichten haben (Nelson et al., 2008).

Die Bezeichnung als Distanz- oder Kontaktosteogenese bezieht sich auf die grundlegenden Mechanismen der Knochenanlagerung und -regeneration in Abhängigkeit von der Implantatoberfläche. Bei der Distanz- und Kontaktosteogenese besteht zunächst ein vaskularisierter Granulationsgewebespal zwischen Implantat und umgebendem Knochen. Schreitet die Knochenheilung fort, kann bei der Distanzosteogenese eine vom ortsständigen Knochen ausgehende Knochenneubildung nur mit Ausbildung einer bindegewebigen Kapsel um das Implantat erfolgen. Das Implantat wird durch zentripetales Wachstum von Knochen nur bedingt integriert (Osborn, 1979). Unter diesen Umständen bleibt immer ein mehr oder weniger großer Teil der Implantatoberfläche durch Bindegewebe vom Knochen getrennt (Matsuo et al., 1999). Bei der Kontaktosteogenese migrieren potentiell osteogene Zellen durch den

vaskularisierten Granulationsgewebespalts und besiedeln die Proteinschicht auf der Implantatoberfläche. Es kommt jetzt auch zur Bildung neuen Knochens in Richtung des ortständigen Knochens (Vanegas-Acosta et al., 2010).

Um diese Art der Knochenbildung vom appositionellen Wachstum der Distanzosteogenese zu unterscheiden, wurde von Davies (1998) der Terminus „de novo-Knochenbildung“ eingeführt. In beiden Fällen wandern die knochenbildenden Zellen in Richtung des vaskularisierten Granulationsgewebespaltes, aus dem die Blutversorgung erfolgt (Davies, 1998; Matsuo et al., 1999). Faktoren für eine erfolgreiche Osseointegration wurden u. a. von Albrektsson und Mitarbeitern (1981) beschrieben. Zu diesen Faktoren gehören Patientenselektion, Knochenquantität, Knochenqualität, Implantatmaterial beziehungsweise Biokompatibilität des Implantatwerkstoffes, Oberflächenbeschaffenheit, Belastungsbedingungen, Implantatform und Implantatdesign, Zustand des Implantatbettes, Implantationsplanung, chirurgisches Vorgehen, Suprastruktur, Okklusion, Mundhygiene und Nachsorge (Albrektsson et al., 1981).

1.3.3 Komplikationen

Die eventuellen Komplikationen im Rahmen der Implantatversorgung lassen sich in vier Gruppen unterteilen:

1. Periimplantitis
2. Implantatverlust
3. mechanische Komplikationen
4. chirurgische Komplikationen.

1.3.3.1 Periimplantitis

Die Periimplantitis ist ein entzündlicher Prozess, der zu Knochenverlust in der direkten Umgebung des Implantates führt und dadurch einen Implantatverlust herbeiführen kann (Heitz-Mayfield, 2008).

Heitz-Mayfield und Lang (2004) beobachteten in ihrer Metaanalyse, dass die Inzidenz

der Periimplantitis zwischen 0% und 14,4% schwankt (Heitz-Mayfield und Lang, 2004), andere Autoren geben Werte zwischen 0,3% und 6,5% (Berglundh et al., 2002) oder von 1,0% an (McDermott et al., 2003). Karoussis und Mitarbeiter (2003) schlussfolgerten aus einer 10-jährigen prospektiven Studie, dass Patienten mit vorausgehender chronischer Parodontitis eine höhere Inzidenz für Periimplantitis aufwiesen. Ebenso beschrieben sie, dass die Inzidenz von der intraoralen Verweildauer sowie der Frequenz der Kontrollen und des Behandlungsprogramms abhängt (Karoussis et al., 2003).

Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen von Ferreira und Mitarbeitern (2006). Sie ermittelten bei einer Periimplantitis-Häufigkeit von 8,9%, dass die zwei einzigen Faktoren, die keinen fördernden Einfluss auf die Periimplantitis haben, der Zeitpunkt der prothetischen Belastung und die Frequenz der Kontrollbesuche waren (Ferreira et al., 2006).

1.3.3.2 Implantatverlust

Die erste Studie hinsichtlich der Implantatüberlebenszeit wurde von Albrektsson und Mitarbeitern 1988 unter Berücksichtigung der Zeitintervalle 1, 3 oder 5 Jahren post insertionem veröffentlicht. Unter Einbeziehung der Ätiologie für Implantatverluste empfahlen Haastert und Kerschbaum (1995) die Unterscheidung zwischen Früh- und Spätverlusten, hinsichtlich der Berücksichtigung der unterschiedlichen Einflussfaktoren in der präprothetischen und prothetischen Phase.

Willer und Mitarbeiter (2003) eruierten eine 5-Jahres-Verweilwahrscheinlichkeit von annähernd 96%, die Analysen von Ferrigno und Mitarbeitern (2002) ergaben eine Verweilwahrscheinlichkeit von 98,6% nach 5 Jahren, Behneke und Mitarbeiter (2002) ermittelten sogar einen Wert von 98,8%. Diverse Studien machten sehr hohe Wahrscheinlichkeitsangaben von 98,2% nach 5 Jahren (Scholander, 1999) oder von 99,47%, ebenfalls nach 5 Jahren (Kline et al., 2002). Mericske-Stern und Mitarbeiter (2002) errechneten dagegen eine 5-Jahres-Verweilwahrscheinlichkeit von 94,2%.

Die sich aus diesen Werten ergebenden niedrigen Verlustraten wurden in diversen

Studien genauer verifiziert. Berglundh und Mitarbeiter (2002) kalkulierten im Rahmen einer Metaanalyse für den präprothetischen Implantatverlust eine Häufigkeit von 2,16% bis 2,53% für Implantate, die später eine herausnehmbare Versorgung, eine festsitzende Komplettbrücke oder eine festsitzende Teilbrücke erhalten sollten. Bei Implantaten, die für Einzelzahnersatz bestimmt waren, belief sich der Implantatverlust auf nur 0,76%. Für Sofortimplantationen ermittelten sie sogar eine Verlustrate von 3,25% und für Implantate, die in Kombination mit einer Alveolarkammerhöhung stattfanden, wurden 7,47% angegeben; Wyatt und Zarb (1998) beschrieben einen präprothetischen Implantatverlust von 3%. Mehrere Studien zeigten, dass ein präprothetischer Implantatverlust häufiger auftritt, als Implantatverlust nach prothetischer Versorgung (Goodacre et al., 2003; Becktor et al., 2004; das Neves et al., 2006).

Als exogene Faktoren für einen frühen Verlust wurden eine traumatische Chirurgie, Überhitzung des Implantatbettes während der Präparation und Insertion, ein schlechter Gesundheitszustand des Patienten sowie bakterielle Infektionen und Mikrobewegungen während der Einheilungsphase diskutiert (Albrektsson et al., 1981; Brånemark, 1983). Der Osseointegrationsprozess eines Implantates ist demnach besonders in der Frühphase gegenüber Infektionen störanfällig.

1.3.3.3 Mechanische Komplikationen

Unter die Kategorie „mechanische Komplikationen“ fallen das Auftreten von Implantatfrakturen (Tagger-Green et al., 2002), die Lockerung oder der Verlust von Abutments (McDermott et al., 2003) sowie die Frakturen oder Lockerungen der Deckschrauben (Brägger et al., 2005).

1.3.3.4 Chirurgische Komplikationen

Zu den chirurgischen Komplikationen zählen:

- Dehiszenzen (frühzeitige Freilegung der Deckschraube oder eine mukosale Proliferation, wenn der Implantatkopf nicht von Gingiva bedeckt bleibt) (Sadig und Almas, 2004)
- Knochendefizit nach Insertion (Blanco et al., 2005)
- Neurosensibilitätsstörungen (Berglundh et al., 2002)

- Anhaltende Anästhesie (Park und Wang, 2005)
- Verletzung angrenzender Zähne (Margelos und Verdelis, 1995; Kim, 2000)
- Wundinfektionen (Balaji, 2008)
- Sinusitis (Brånemark et al., 1984)
- Intraoperative Blutungen (Goodacre et al., 2003)
- Hämatome (Goodacre et al., 2003).

1.3.4 Nachsorge

Die Nachsorge bezeichnet eine geplante regelmäßige Untersuchung von Patienten nach einer abgeschlossenen Behandlung und umfasst im Falle von Implantatpatienten die klinische und röntgenologische Untersuchung der entsprechenden Region in festgelegten Abständen. Zur Beurteilung der periimplantären Verhältnisse im Knochen können verschiedene bildgebende Verfahren herangezogen und je nach Situation ausgewählt werden. Während heute für die Darstellung mehrerer Implantate zunehmend DVT-Aufnahmen angefertigt werden, ist für die Nachsorge bei Einzelzahnimplantaten der intraorale Zahnfilm meist die Aufnahme der Wahl, um den periimplantären Knochen und eventuelle Pathologien zu beurteilen.

So können Komplikationen gering gehalten werden und eine adäquate Behandlung von aufgetretenen Komplikationen das Überleben des Implantates sichern. Es ist jedoch anzumerken, dass aufgrund der zweidimensionalen Darstellung der Strukturen auf der Zahnfilmaufnahme nicht immer alles exakt abgebildet werden kann. Dies gilt besonders für oral oder vestibulär des Implantates liegende Bereiche, die gegebenenfalls erst durch einen veränderten Strahlengang freiprojiziert werden oder mithilfe anderer Verfahren untersucht werden müssen.

Da es in der mikrobiologischen Besiedelung in der Peripherie von Implantaten und natürlichen Zähnen nahezu keinen Unterschied gibt, sind Implantate für parodontale Erkrankungen genauso anfällig, beziehungsweise aufgrund des instabileren

weichgeweblichen Verschlusses sogar anfälliger als der natürliche Zahn (Renvert et al., 2007; Renvert und Persson, 2009). Deshalb ist die Durchführung eines professionellen Nachsorgeprogramms, dessen Hauptziel es ist, die periimplantäre Gesundheit und damit die implantatgestützte prothetische Versorgung aufrechtzuerhalten, mindestens genau so wichtig wie eine korrekte Planung und ein sorgfältiges chirurgisches Vorgehen (Behneke, 2004).

Um die periimplantäre Weich- und Hartgewebssituation beurteilen zu können werden unter anderem Parameter aus der Parodontologie verwendet (siehe Tab. 1).

Kontrolle der Weichgewebssituation:	Kontrolle der Hartgewebssituation:
<ul style="list-style-type: none"> • Plaque-Index • Sulkusblutungsindex • Sulkusfluid - Fließrate • Sulkustiefe und Attachmentlevel • Bestimmung der Breite der keratinisierten Gingiva 	<ul style="list-style-type: none"> • Periotestverfahren • Klopfeschall • Lockerungsgrad • Radiologische Kontrolle

Tab. 1: Parameter zur Beurteilung der Implantatsituation (modifiziert nach der Deutschen Gesellschaft für Parodontologie; Klein et al., 2002)

1.4 Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik

Röntgenstrahlung bezeichnet elektromagnetische Wellen einer Wellenlänge von 10^{-10} m. Im elektromagnetischen Spektrum liegen sie zwischen dem ultravioletten Licht und der Gammastrahlung und bewegen sich genau wie diese mit Lichtgeschwindigkeit fort.

Röntgenstrahlung kann auf zwei verschiedene Arten erzeugt werden: zum einen durch starke Beschleunigung geladener Teilchen (Bremsstrahlung) und zum anderen durch

hochenergetische Übergänge in den Elektronenhüllen von Atomen oder Molekülen (charakteristische Röntgenstrahlung). In der Röntgenröhre werden beide Effekte ausgenutzt, das heißt, die entstehende Röntgenstrahlung weist Anteile beider Strahlungsarten auf. Zu Beginn werden an der durch Heizstrom (5-10 A) zum Glühen gebrachten Kathode Elektronen freigesetzt und durch eine Spannung (60-70kV) im Vakuum beschleunigt. Diese treffen anschließend auf eine Anode und werden dort stark abgebremst. Hierbei wird die Bewegungsenergie der Elektronen in Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung) und Wärme umgewandelt. Außerdem können durch die beschleunigten Kathodenelektronen Elektronen aus den Schalen der Metallatome des Anodenmaterials (in der Regel Wolfram) herausgeschlagen und auf ein höheres Energieniveau gehoben werden. Verlassen die Elektronen diesen Zustand wieder, um in ihre ursprüngliche Position zurückzukehren, entsteht charakteristische Röntgenstrahlung.

Die so erzeugte Röntgenstrahlung unterschiedlicher Wellenlänge wird gebündelt und verlässt durch das Strahlenaustrittsfenster die Röntgenröhre. Außerhalb trifft die Strahlung auf einen Filter, der die weichen Anteile aus den langwelligen Röntgenstrahlen eliminiert, da diese eine unnötige Strahlenbelastung für das Gewebe darstellen und durch die Streustrahlung die Bildqualität verringern. Eine dem Filter nachgeschaltet Blende reduziert den Querschnitt des Strahlenbündels auf ein Minimum.

Die austretende Röntgenstrahlung zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus: sie pflanzt sich in Form elektromagnetischer Wellen fort und ist unsichtbar, sie hat eine photochemische Wirkung auf das Filmmaterial, sie ionisiert Atome, sie durchdringt Materie und tritt in Wechselwirkung mit dieser. Für die Entstehung eines Röntgenbildes maßgeblich ist die photochemische Wirkung, im Rahmen derer die Röntgenstrahlen das sich in der Emulsionsschicht des Filmes befindliche Silberbromid zu reinem Silber reduzieren. Das so frei werdende reine Silber wird durch den Entwicklungsvorgang als Schwärzung des Filmes sichtbar, wobei der Schwärzungsgrad von der Heizstromstärke an der Kathode abhängig ist.

In Abhängigkeit von Dichte und Dicke der durchstrahlten Materie werden die Röntgenstrahlen unterschiedlich stark geschwächt – durch die nachfolgende Belichtung

und die Entwicklung des Filmes wird dies in Form von Kontrastunterschieden sichtbar. Stärker geschwärzte Bereiche eines Röntgenfilms, die durch erhöhte Strahlendurchlässigkeit entstehen, werden als Aufhellung bezeichnet; weniger geschwärzte Bereiche, entstanden durch verringerte Strahlendurchlässigkeit, als Verschattung.

Heute kommt dem digitalen Röntgen eine immer größere Bedeutung zu. Hier wird der Röntgenfilm durch einen Sensor oder eine Leuchtstofffolie ersetzt und die entsprechenden Signale werden von einem angeschlossenen Computer ausgewertet. Gegenüber der konventionellen Röntgentechnik bietet dies folgende Vorteile: geringerer Zeitaufwand, geringere Strahlendosis, weniger Neuanfertigungen, leichter Zugang zu den Patientendaten und einfachere Verwaltung und Kommunikation der Daten (Wenzel und Moystad, 2010).

1.5 Diagnostische Radiologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Die radiologische Diagnostik spielt in der Zahnmedizin eine große Rolle, da viele pathologische Prozesse im Inneren der Zähne oder des Kieferknochens nicht oder nicht allein durch die klinische Untersuchung diagnostizierbar sind. Die Auswertung bei entsprechender Indikation angefertigter Röntgenaufnahmen kann somit zur Sicherung einer Diagnose dienen, aber auch einen ersten Hinweis auf mögliche Krankheitsprozesse geben, die klinisch (noch) nicht sichtbar sind.

Es ist des weiteren eine Beurteilung anatomischer Strukturen, deren Lagebeziehung zueinander sowie eventueller Anomalien möglich, beispielsweise präoperativ im Rahmen einer Implantatversorgung.

1.5.1 Aufnahmetechniken und -formate

Neben den klassischen Aufnahmen wie den intraoralen Zahnfilmen, dem Orthopantomogramm (OPG) oder den Fernröntgenseitenaufnahmen (FRS) gewinnen in den letzten Jahren verstärkt neuere Technologien wie die Computertomographie (CT) oder die digitale Volumentomographie (DVT) an Bedeutung. Je nach Einsatzgebiet ergeben sich Indikationen für die verschiedenen Aufnahmetechniken und -formate. Da für diese Arbeit Zahnfilmaufnahmen angefertigt und ausgewertet wurden, soll der Schwerpunkt auf der Darstellung der Aufnahmemodalitäten der intraoralen Zahnfilme liegen.

Die Einzelzahnfilmaufnahme ist das in der Zahnmedizin am häufigsten verwendete radiologische Aufnahmeverfahren und findet im gesamten Spektrum der Zahnheilkunde seine Anwendung (Pasler, 2007). Man unterscheidet verschiedene Aufnahmetechniken, wobei die drei bekanntesten die Rechtwinkel-, die Halbwinkel- und die Paralleltechnik sind.

Der Zahnfilm wird intraoral meist durch einen Filmhalter fixiert und liegt in der Regel oral des Alveolarfortsatzes. Bei der Rechtwinkeltechnik (nach Rinn) ist der Filmhalter starr mit dem Tubus verbunden und wird dabei so ausgerichtet, dass Filmachse und Zahnachse parallel zueinander sind. Idealerweise sollten somit Rechtwinkeltechnik und Paralleltechnik identische Aufnahmen erzeugen, da in beiden Techniken angestrebt wird, dass Film- und Objektebene parallel liegen und der Zentralstrahl auf beiden Ebenen senkrecht steht (Pitts, 1984). Bei der Paralleltechnik wird der Film mittels Filmhalter parallel zur Längsachse des Zahnes ausgerichtet, der Halter ist aber nicht mit dem Tubus verbunden. Die Halbwinkeltechnik hingegen zeichnet sich durch einen senkrecht auf die Winkelhalbierende des Winkels zwischen Objekt- und Bildebene gerichteten Zentralstrahl aus.

Um bestimmte Strukturen oder vermutete pathologische Veränderungen besser darstellen zu können, kann neben einer orthoradialen auch eine exzentrische Projektion zur Anwendung kommen. Bei der orthoradialen Projektion trifft der Zentralstrahl in der

Horizontalebene senkrecht auf den Zahn, während der Zentralstrahl bei der exzentrischen Projektion durch den seitlich verschobenen Tubus von mesial oder distal kommt. Die exzentrische Projektion ermöglicht somit in bestimmtem Umfang eine separierende Darstellung von sich in der orthoradialen Projektion überlagernden Strukturen, wie beispielsweise verdeckten Prozessen im Kieferknochen, die von einem Zahn oder Implantat überlagert werden.

Die Maße der Einzelzahnfilme variieren und reichen von 2,5 x 3,0 cm bis 7,5 x 5,5cm.

1.5.2 Darstellung im Röntgenbild / Diagnostik

Die beiden wichtigsten Begriffe in der Befundung eines Röntgenbildes sind „Aufhellung“ und „Verschattung“. Eine Aufhellung bezeichnet alle strahlendurchlässigen Strukturdetails, im Negativ des Röntgenbildes erscheinen sie dunkel. Die Verschattung hingegen erscheint im Negativ hell und entsteht durch Strukturen, die die Röntgenstrahlen aufgrund ihrer Dichte oder Dicke schwächen.

Die abgebildeten Gewebebezirke erscheinen im Röntgenbild zweidimensional und übereinanderprojiziert, was zu Fehlinterpretationen führen kann. Es kommt beispielsweise zu einer opakeren Darstellung des Knochens, wenn zuvor Weichgewebe durchdrungen und die Strahlung somit geschwächt wurde. Wird dagegen ein strahlendurchlässiger Raum auf den Knochen projiziert, führt dies zu einer umgekehrt verstärkten Abbildung des Knochens.

Die Kompakta des Kieferknochens erscheint als eher dichte, aber strukturlose Verschattung, wobei die Intensität der Verschattung davon abhängig ist, wie die Kompaktaschichten zum Röntgenstrahl liegen. Die parallel zum Röntgenstrahl liegenden Schichten werden als intensive Verschattung sichtbar, die quer zum Strahl liegenden erscheinen gar nicht oder als strukturlose Verschattung.

Die von der Kompakta umgebene Spongiosa bildet ein engmaschig vernetztes Gerüst, die meisten Bälkchen sind entlang der wichtigsten Belastungslinien

(Spannungstrajektorien) des Knochens angeordnet. Im Röntgenbild ist diese Struktur erkennbar, besonders deutlich bei parallel zum Zentralstrahl verlaufenden Knochenbälkchen.

1.6 Fragestellungen und Ziele der Arbeit

Wie in den vorherigen Kapiteln deutlich wird, stehen die Implantologie und die Radiologie in einem sehr engen Zusammenhang, wenn es um die Planung und Nachsorge bei Implantatpatienten geht. Da Röntgenbilder standardmäßig zur Beurteilung des Kieferknochens dienen, muss der Diagnostiker wissen, welche Aussagen mit ihnen möglich sind und wo die Grenzen liegen.

In der vorliegenden Arbeit sollte es schwerpunktmäßig um die im Rahmen der Nachsorge anzufertigenden Röntgenbilder gehen. Die Nachsorge spielt eine entscheidende Rolle, da die frühe Erkennung pathologischer Prozesse in periimplantären Regionen und darauf basierendes therapeutisches Eingreifen ein weiteres Fortschreiten und den gegebenenfalls drohenden Implantatverlust verhindern können (Kavadella, 2006). Handelt es sich um Einzelzahnimplantate, wird im Recall meist ein Zahnfilm angefertigt. Ziel war es, genau zu charakterisieren, welche Einflussfaktoren bezüglich der Erkennbarkeit von Defekten des periimplantären Knochens auf einem Zahnfilm eine Rolle spielen. Hierbei wurde gezielt untersucht, welche Rolle die Erfahrung der Betrachter spielt und welchen Einfluss der Projektionswinkel des Röntgenstrahls auf die Darstellung von Defekten hat. Außerdem sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- Wie groß muss ein implantatnaher Defekt im Durchmesser sein, damit er im Zahnfilm erkannt wird?
- Wird der Defekt besser erkannt, wenn er oral oder vestibulär, also vor oder hinter dem Implantat liegt?
- Welchen Einfluss hat die unterschiedliche Knochenstruktur in Ober- und Unterkiefer auf die Erkennbarkeit eines implantatnahen Defektes im Röntgenbild?

Besonders hervorgehoben werden sollte hierbei die Darstellung von oral oder vestibulär des Implantates gelegenen Defekten, die aufgrund der Überlagerung auf orthoradialen Zahnfilmaufnahmen oftmals nicht erkennbar sind.

Auf der Grundlage der Ergebnisse sollte anschließend diskutiert werden, welche möglichen Folgen diese auf die Auswahl des bildgebenden Verfahrens in der Implantatnachsorge haben.

2 Material und Methoden

2.1 Übersicht

Die im Folgenden beschriebene Untersuchung beschäftigte sich mit der Erkennbarkeit periimplantärer Knochendefekte im konventionellen Zahnfilm. Die Defekte wurden in neun verschiedenen Größen in Segmenten des menschlichen Unterkiefers erzeugt, in die zuvor Implantate inseriert worden waren. Nachfolgend wurden Zahnfilme aus zwei Richtungen angefertigt, die von sechs qualifizierten Betrachtern ausgewertet wurden. Hierbei wurde die Erkennbarkeit der Knochendefekte von der Bohrgröße, der Lage des Defektes im Knochen (oral oder vestibulär), der Struktur des Knochens (Ober- oder Unterkiefer) sowie von der Aufnahmerichtung (orthoradial oder exzentrisch) des Zahnfilmes beeinflusst. Die Ergebnisse der Auswertung wurden mit Hilfe der linearen Regression analysiert und ein Modell errechnet, das in Abhängigkeit der vier oben genannten Parameter eine Vorhersage bezüglich des Urteils „Defekt erkannt – Defekt nicht erkannt“ ermöglicht.

2.2 Anfertigung und Konservierung der Kieferknochensegmente

Aus dem Anatomischen Institut der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn wurde für diese Untersuchung menschlicher Kieferknochen von 3 Individuen zur Verfügung gestellt. Es handelte sich dabei um unbezahnte Knochen des Ober- und des Unterkiefers, die mit Formaldehyd (Formalin) konserviert worden waren. Der Knochen wurde jeweils in 2-3 cm große Segmente geteilt und fortlaufend nummeriert, zusätzlich erfolgte eine Zuordnung zu den einzelnen Individuen durch die Buchstaben A-C. Da bei einigen Segmenten die Anordnung im Raum und die Zuordnung zu Ober- oder Unterkiefer nicht eindeutig erkennbar war, erfolgte bei diesen zusätzlich eine Kennzeichnung mit den Buchstaben „R“ und „L“ für rechts und links sowie „O“ für den Oberkiefer. Das den Knochen umgebende Weichgewebe wurde abgelöst und entfernt.

Es wurden 19 Segmente ausgewählt (siehe Tab. 2), die die Voraussetzungen für eine Implantatinserterion erfüllten. Die Lagerung der Segmente erfolgte in 70%igem Alkohol,

wobei jedes Segment in einer einzelnen Schraubendeckeldose (Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe) bei 4°C in einem Kühlschrank im wissenschaftlichen Labor des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität Bonn aufbewahrt wurde.

Für jedes der Segmente wurde ein Protokoll angelegt, in dem die Abfolge der Bearbeitung (Bohrungen, Zahnfilme) sowie die Charakteristika der einzelnen Segmente (Ober- oder Unterkiefer, Implantatart, Bezeichnung) dokumentiert wurden, sodass zu jedem Zeitpunkt nachvollzogen werden konnte, was an welchem Knochensegment durchgeführt worden war.

Individuum A	Individuum B	Individuum C
A6	B1	CL1
A7	B2 O	CL2
A9	B2	CR1
	B3	C2
	B4	C6
	B5	C8
	B7	C10
	B8	
	B11	

Tab. 2: Auflistung der für diese Untersuchung verwendeten Knochensegmente; die fehlenden Knochensegmente wurden aussortiert und in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt

(A,B,C: Zuordnung zu den Individuen; 1-11: Nummerierung der Knochensegmente des jeweiligen Individuums; O: Oberkiefer; R: rechts; L: links)

2.3 Implantatinserterion

Die Implantation erfolgte nach Herstellerangabe in jedes der Knochensegmente einzeln mithilfe der Instrumente der Straumann Chirurgie – Kassette (Straumann AG, Basel/Schweiz). Es standen hierfür 10 Implantate (Straumann Implant®

Standard/Standard Plus, \varnothing 3,3 mm, Länge 8 oder 10 mm) aus dem Straumann Implant[®]-System zur Verfügung (siehe Tab. 3), mit denen zuerst die Segmente A6 bis B7 versorgt wurden. Nach Abschluss der Bohrungen und entsprechender radiologischer Dokumentation jeder Defektgröße (siehe Abb. 8 – 11) wurden die Implantate entfernt und in die Segmente B8 bis C10 inseriert (Beispiele siehe Abb. 1 – 4). Dieses Vorgehen ermöglichte einen geringeren Verbrauch an Implantaten ohne Beeinträchtigung des Untersuchungsergebnisses der weiteren Röntgendokumentation.

Bezeichnung	RN / NN NN = Narrow Neck, RN = Regular Neck	Durchmesser	Länge	Anzahl
Standard Implantat SLA[®]	NN	3,3 mm	8 mm	4
Standard Implantat SLA[®]	RN	3,3 mm	8 mm	2
Standard Implantat SLA[®]	RN	3,3 mm	10 mm	1
Standard Plus Implantat SLA[®]	NN	3,3 mm	8 mm	3

Tab. 3: Verwendete Implantate der Straumann AG, Basel/Schweiz

Der grundsätzliche Ablauf der Implantation ließ sich in fünf Schritte untergliedern:

1. Kieferkammglättung

Mit einer kugelförmigen Fräse wurde der krestale Kieferknochen nivelliert, um für die Implantation einen zirkulär planen Abschluss vom Implantat zum Knochen zu erreichen.

2. Markierungsbohrung

Zur Festlegung der Implantatposition in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung wurde vor der eigentlichen Tiefenbohrung eine Markierung mit einem kleinen Rosenbohrer gesetzt.

3. Pilotbohrung

Um vor der Normaufbereitung grob Länge und Richtung festzulegen, wurde mit einem Spiral- oder Drillbohrer eine orientierende Bohrung mit kleinem Durchmesser (2,2 mm) vorgenommen.

4. Normaufbereitung

Die Normaufbereitung erfolgte schrittweise mithilfe von Drillbohrern/Normfräsen (\varnothing 2,2 mm und 2,8 mm). Das Implantatlager wurde so aufgeweitet und die Aufbereitungsgröße entsprechend des Implantatdurchmessers festgelegt. Eine ständige Kontrolle der Aufbereitungslänge mit der Tiefenmesslehre ermöglichte die exakte Anpassung der Bohrungslänge an die Länge des Implantates (8 beziehungsweise 10 mm).

5. Einbringen des Implantates

Nach der Verbindung des Implantates mit einem Einbringpfosten wurde es in den entsprechend präparierten Knochenstollen eingebracht. Dieser Vorgang erfolgte manuell mit einer Ratsche, wobei die Implantate aufgrund der weichen Knochenqualität hier selbstschneidend ohne Gewindevorschnitt genutzt werden konnte. Anschließend wurde jedes Implantat auf seine Primärstabilität hin kontrolliert.



Abb. 1: Kieferknochensegment Unterkiefer B5 von vestibulär

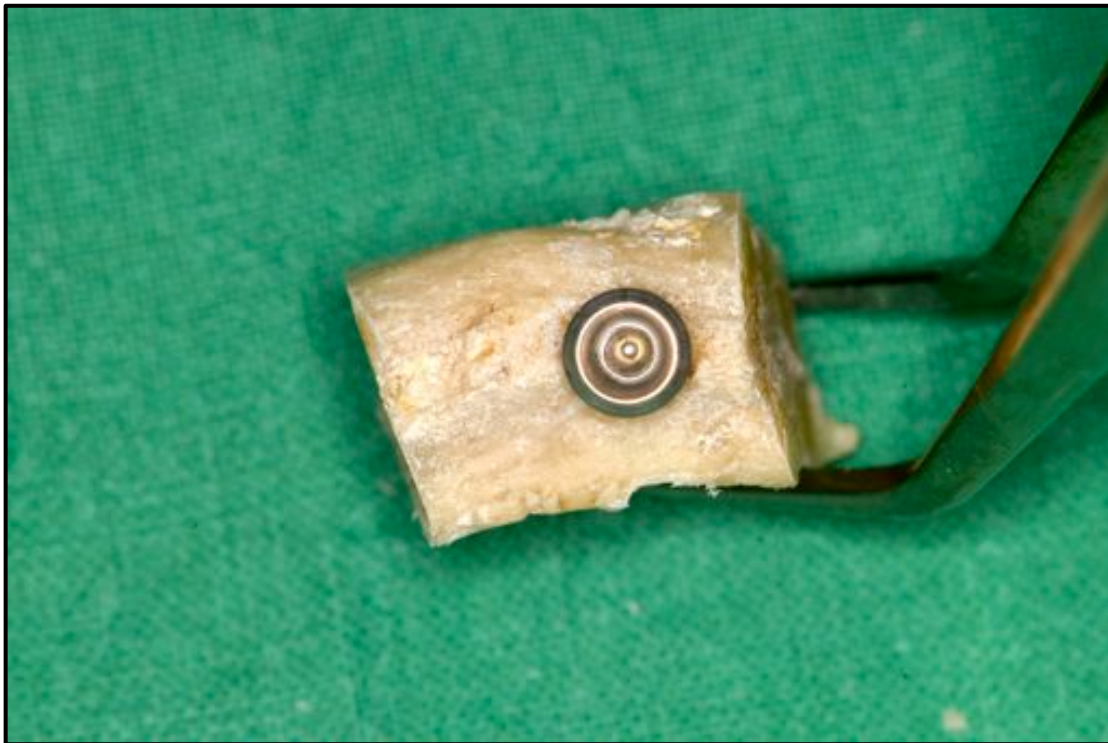


Abb. 2: Kieferknochensegment Unterkiefer B5 in der krestalen Aufsicht



Abb. 3: Kieferknochensegment Oberkiefer CR1 von vestibulär



Abb. 4: Kieferknochensegment Oberkiefer CR1 von oral

2.4 Defekterzeugung

Nach der Implantatinserktion wurden implantatnahe Defekte in den Knochen gesetzt, die sich entweder oral oder vestibulär des Implantats befanden. Hierzu wurden chirurgische Hartmetall – Rundbohrer (Meisinger, Neuss) in neun verschiedenen Größen verwendet. Zur Vereinfachung wurden entsprechende römische Ziffern (I – IX) zugeordnet. Die Bohrer wurden in das Handstück Intramatic 10 CH (Kavo, Biberach/Riß) eingespannt, das mit dem Motor der Einheit Sirona E (Sirona, Bensheim) betrieben wurde. Während der Bohrung wurde das Knochensegment mit der Hand fixiert und von der Assistenz mit 0,9%iger Kochsalzlösung (Fresenius Kabi, Bad Homburg) gekühlt, die in einer entsprechend positionierten Nierenschale aufgefangen wurde. Um die Kühlung möglichst exakt auf den Ort der Bohrung zu richten, wurde die Kochsalzlösung in 20 ml Spritzen (Becton Dickinson, Heidelberg) gefüllt, die mit einer Metall – Spülkanüle versehen waren.

Größe I-IX	Durchmesser in mm
I	1,0
II	1,4
III	1,8
IV	2,3
V	2,7
VI	3,1
VII	4,0
VIII	4,5
IX	5,0

Tab. 4: Verwendete Hartmetall – Rundbohrer (Meisinger, Neuss) und die Durchmesser ihrer Bohrköpfe

Um nicht unnötig viel an Kieferknochen zu verbrauchen und trotzdem genügend für die verschieden große Defekte zu erhalten, wurden die Defekte nach der Anfertigung der Zahnfilme mit dem nächst größeren Bohrer erweitert. Das genaue Vorgehen sah folgendermaßen aus: an den Segmenten A6, A7, A9, B1, B2 O, B2, B3, B4, B5 und B7 wurde von vestibulär aus zunächst mit dem kleinsten Hartmetall – Rundbohrer unter ständiger Kühlung soweit vorgedrungen, bis der Bohrkopf des Hartmetall – Rundbohrers vollständig im Knochen versenkt war, der Defekt also den entsprechenden Durchmesser hatte. Dieser wurde nun sukzessive erweitert, wobei nach jeder abgeschlossenen Bohrung einer Größe zwei Zahnfilme angefertigt wurden, sodass der Zustand dokumentiert war. Bei den Segmenten B8, B11, CL1, CL2, CR1, C2, C6, C8 und C10 wurde der Defekt auf der oralen Seite gesetzt, das weitere Vorgehen entsprach dem oben beschriebenen.

Zur Dokumentation wurden Fotos der Segmente angefertigt (siehe Abb. 5 und 6), jeweils zwei vor der Defekterzeugung und eines mit einem Defekt variierender Größe.

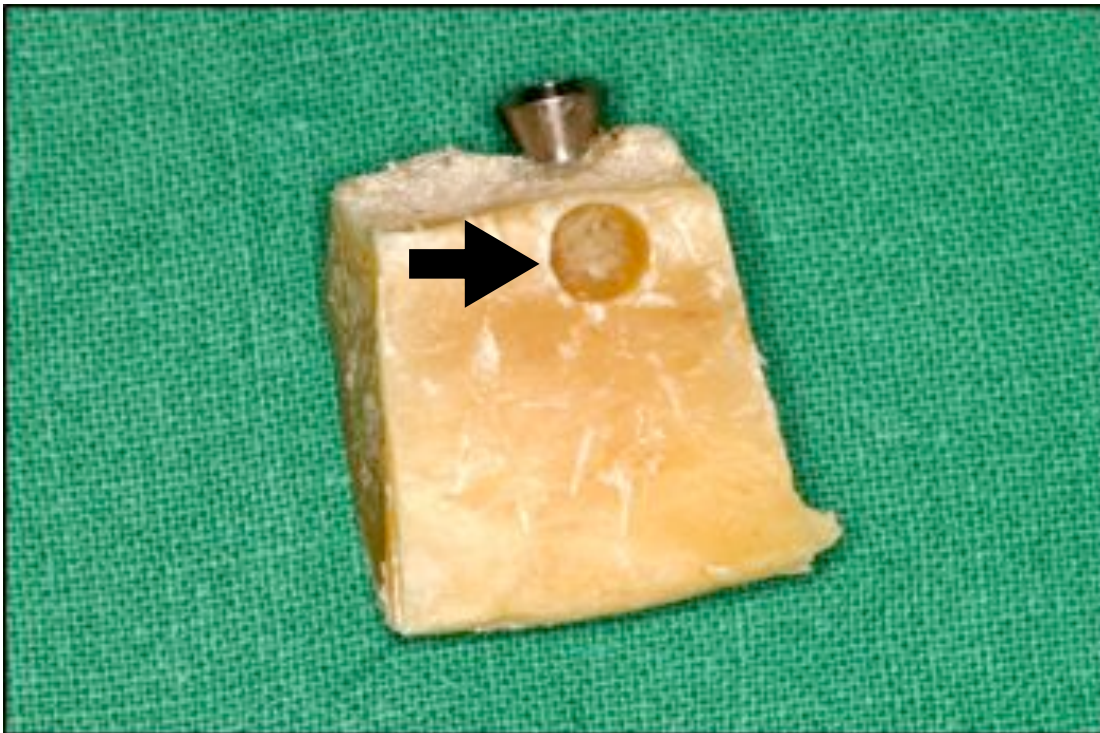


Abb. 5: Kieferknochensegment Unterkiefer B5 mit Defekt (\varnothing 4,5 mm, siehe Pfeilmarkierung)

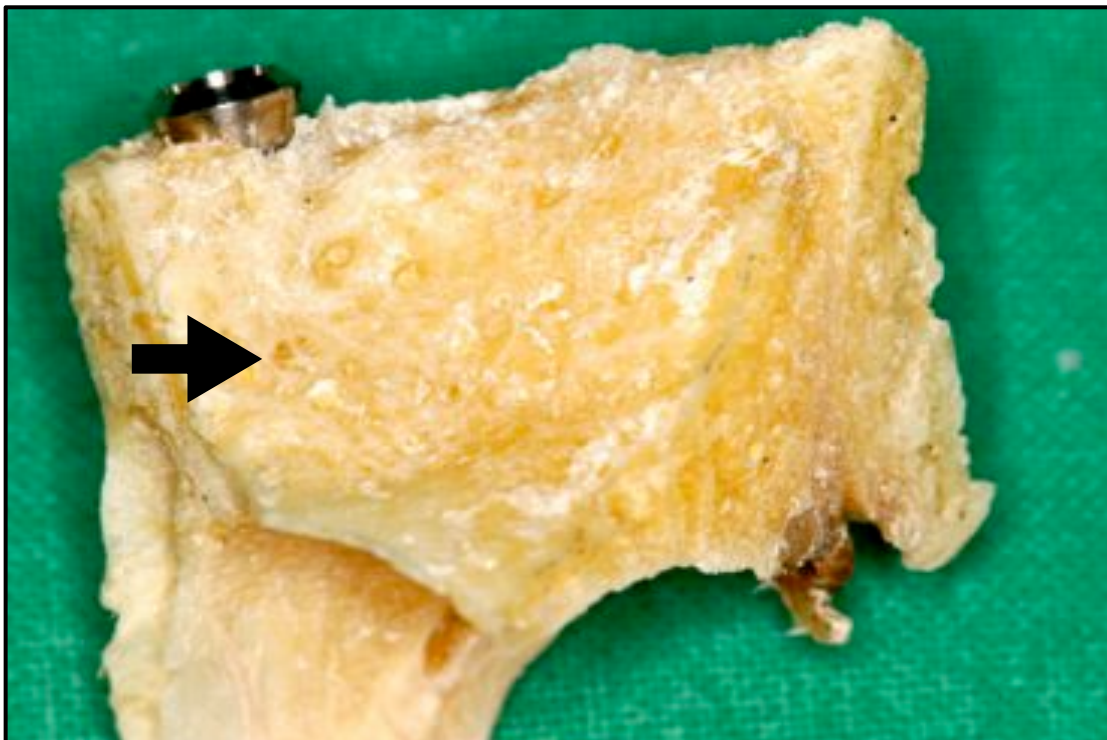


Abb. 6: Kieferknochensegment Oberkiefer CR1 mit Defekt (\varnothing 1,4 mm, siehe Pfeilmarkierung)

2.5 Röntgenologische Darstellung

Wie bereits beschrieben, wurden vor der ersten und nach jeder weiteren Bohrung und damit Defekterzeugung zwei Zahnfilme des jeweiligen Segmentes in der Röntgenabteilung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität Bonn angefertigt. Hierzu wurden die Knochensegmente mithilfe von Watterollen und Blauwachs repositionierbar auf einer Ablage im Kontrollbereich fixiert, sodass von außerhalb ausgelöst werden konnte. Um zwei verschiedene Darstellungen eines Defektes zu erhalten, wurde der Röntgenstrahl für den ersten Zahnfilm orthoradial (90°) auf das Knochensegment gerichtet, für den zweiten Zahnfilm exzentrisch (45°) von mesial kommend. Das verwendete Röntgengerät Oralix 65 (Philipps, Hamburg) wurde aufgrund von Erfahrungswerten für ähnliche Probenkörper auf eine Belichtungszeit von 0,32 s eingestellt, die Leistung lag bei 0,8 kW. Die belichteten Zahnfilme Kodak Insight Dental Film (Kodak, Stuttgart) wurden anschließend im Automaten standardisiert entwickelt (Dürr Dental XR 24 Nova, Bietigheim - Bissingen), in handelsübliche Kunststoffhüllen einsortiert und mit der Segmentnummer gekennzeichnet. Insgesamt lagen danach 380 Zahnfilme zur Auswertung vor.

2.6 Beurteilung der Defekte auf den Röntgenbildern

Es wurde eine randomisierte Liste aller vorhandenen Zahnfilme erstellt und die Zahnfilme nach dieser Liste in Kunststoffhüllen mit Fächern für jeweils 12 Zahnfilme im Uhrzeigersinn einsortiert (siehe Abb. 7). Mit dieser zufälligen Reihenfolge sollte verhindert werden, dass einzelne Segmente wiedererkannt werden oder die Systematik der Defekterzeugung offenbar wurde.

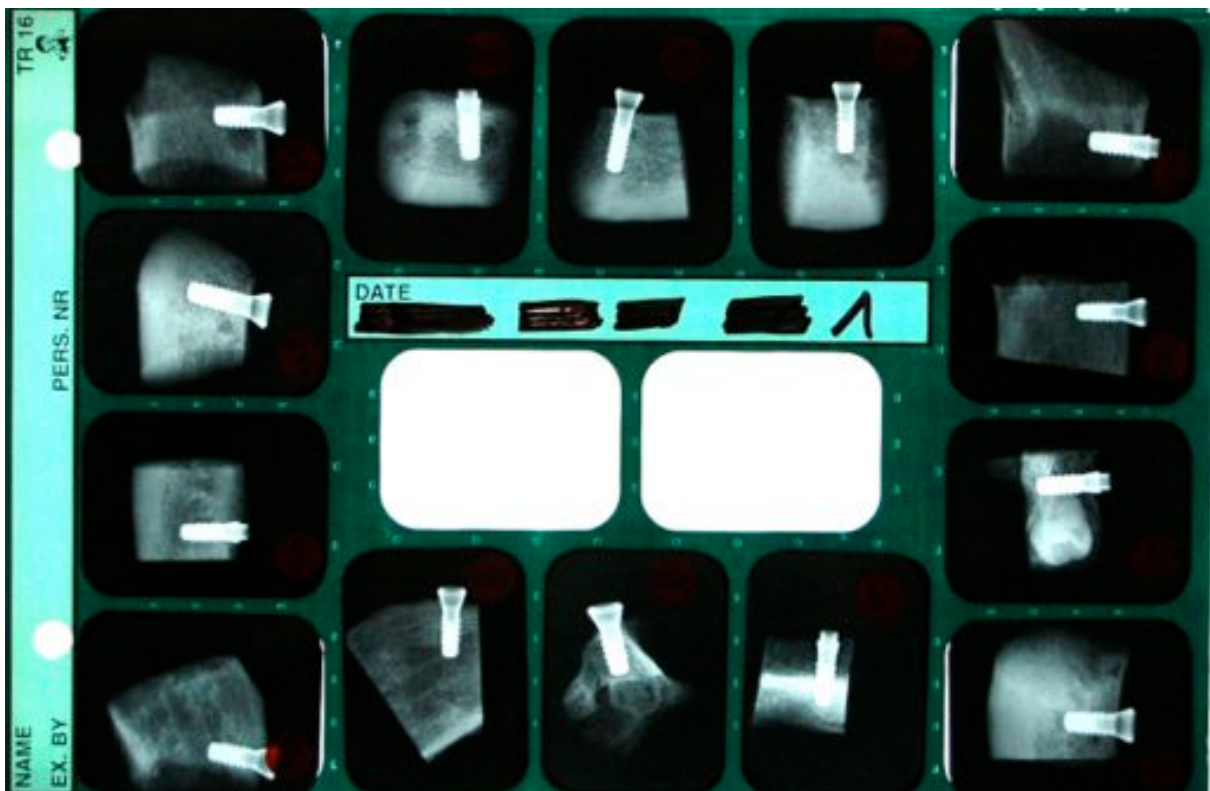


Abb. 7: Einsortierte Zahnfilme der Knochensegmente mit verschiedenen Defektgrößen in randomisierter Reihenfolge zur Begutachtung für die Betrachter

Die Zahnfilme wurden nun sechs Betrachtern vorgelegt: drei Oralchirurgen und drei Prothetikern mit unterschiedlich umfangreicher Erfahrung in der Röntgendiagnostik. Zur Befundung diente eine Leuchtplatte der Firma Kaiser („Prolite basic“, Kaiser Fototechnik GmbH & Co. KG, Buchen), die jeweils auf die höchste Helligkeitsstufe (4 x 13 W) eingestellt wurde, damit die Voraussetzungen für die Defekterkennung reproduzierbar waren. Um eine möglichst exakte Fokussierung auf die Zahnfilme zu ermöglichen,

wurde der unbenutzte Teil des Diabetrachters abgedeckt und somit auch eine mögliche Blendwirkung ausgeschlossen.

Die Aufgabe für die sechs Betrachter lautete, die Zahnfilme auf Knochendefekte im Bereich des Implantates zu untersuchen. Es wurden im Vorfeld keinerlei Angaben zu Größe, Form oder Entstehung eines möglichen Defektes gemacht. Außerdem musste jeder vermeintlich erkannte Defekt der Person gezeigt werden, die die Betrachtung anleitete und kontrollierte. Dadurch konnte die Erkennung „falscher“ Defekte, wie Artefakte oder bereits zuvor vorhandene Knochenläsionen, ausgeschlossen werden.

Da die Analyse von 380 Zahnfilmen eine enorme Konzentration erforderte, wurden je nach Wunsch des Betrachters Pausen gemacht, in denen auch die Augen regenerieren konnten. In entsprechend angefertigten Tabellen wurde für jeden Betrachter notiert, in welchem Zahnfilm er einen periimplantären Defekt erkannt hatte und in welchem nicht. Beispiele zeigen die Abbildungen 8 – 11.

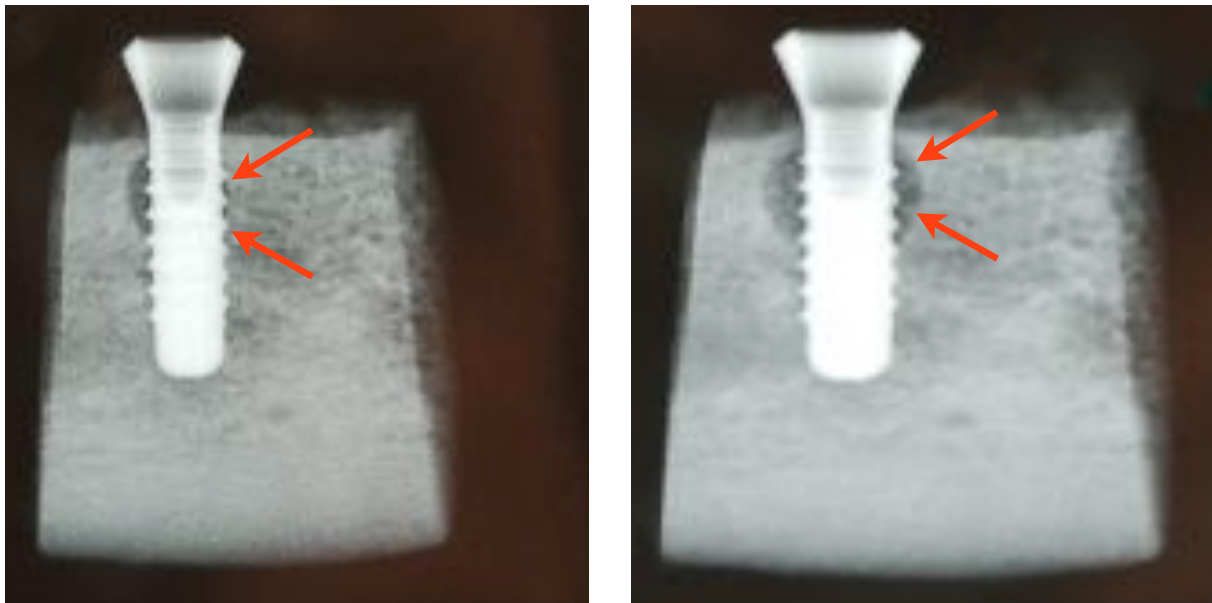


Abb. 8: Ausschnitte aus den orthoradialen Zahnfilmaufnahmen des Segmentes Unterkiefer B5 mit verschieden großen Defekten (rechtes Bild \varnothing 4,5 mm, linkes Bild \varnothing 5 mm; siehe Pfeilmarkierungen)

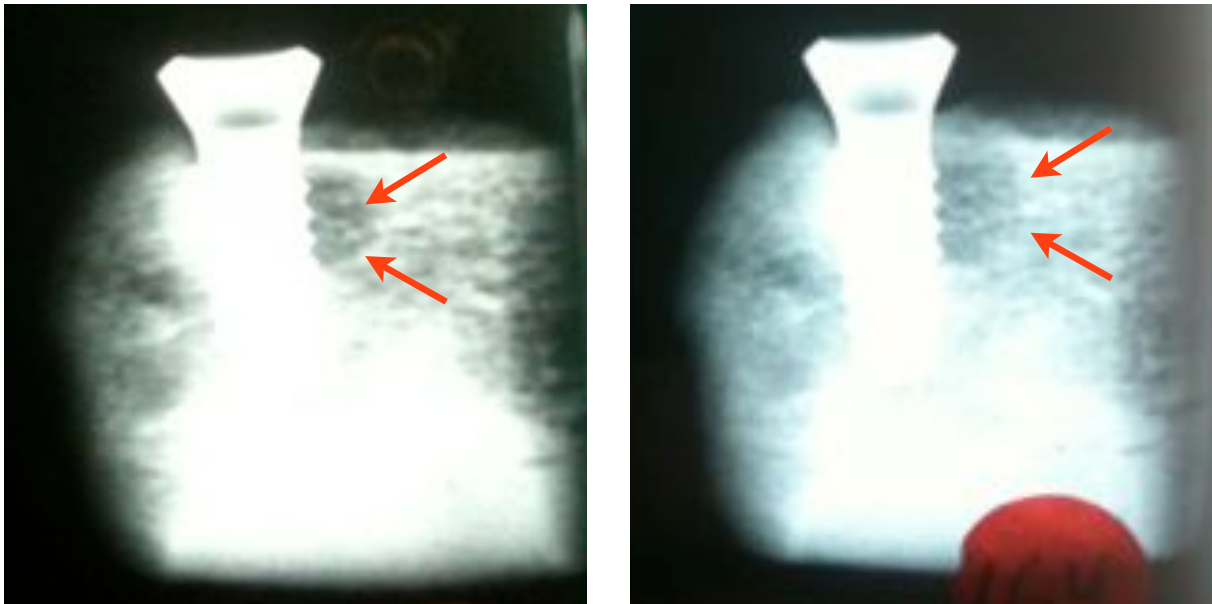


Abb. 9: Ausschnitte aus den mesial – exzentrischen Zahnfilmaufnahmen des Segmentes Unterkiefer B5 mit verschiedenen großen Defekten (rechtes Bild \varnothing 4,5 mm, linkes Bild \varnothing 5 mm; siehe Pfeilmarkierungen)

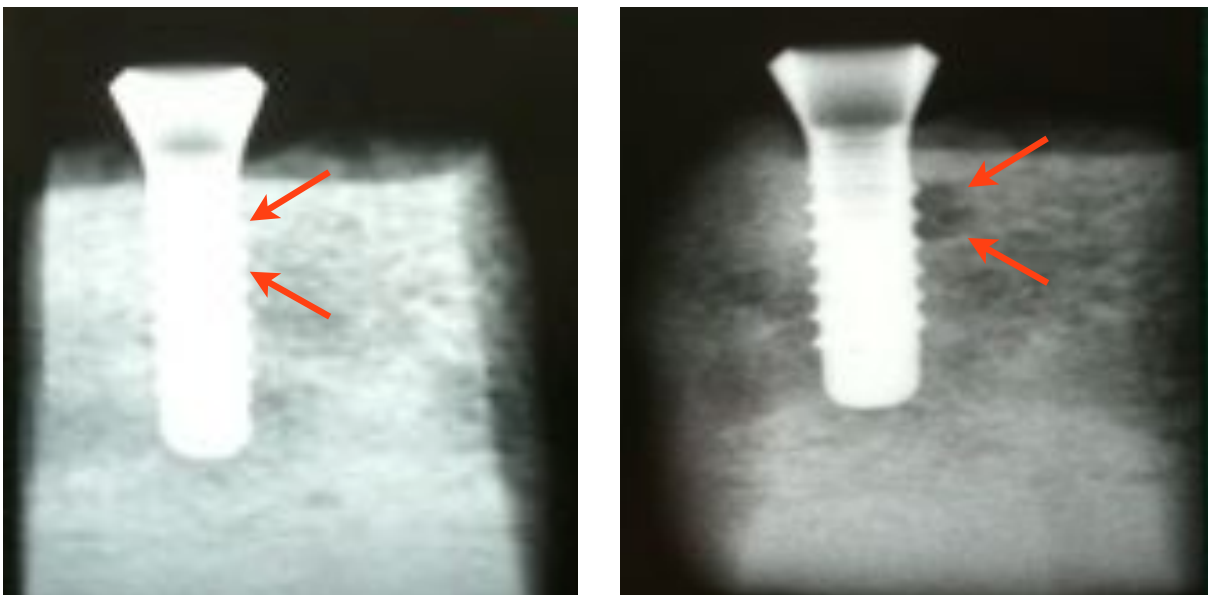


Abb. 10: Ausschnitte aus der orthoradialen (links) und der mesial – exzentrischen (rechts) Zahnfilmaufnahme des Segmentes Unterkiefer B5 mit einer Defektgröße von \varnothing 2,7 mm (siehe Pfeilmarkierungen)

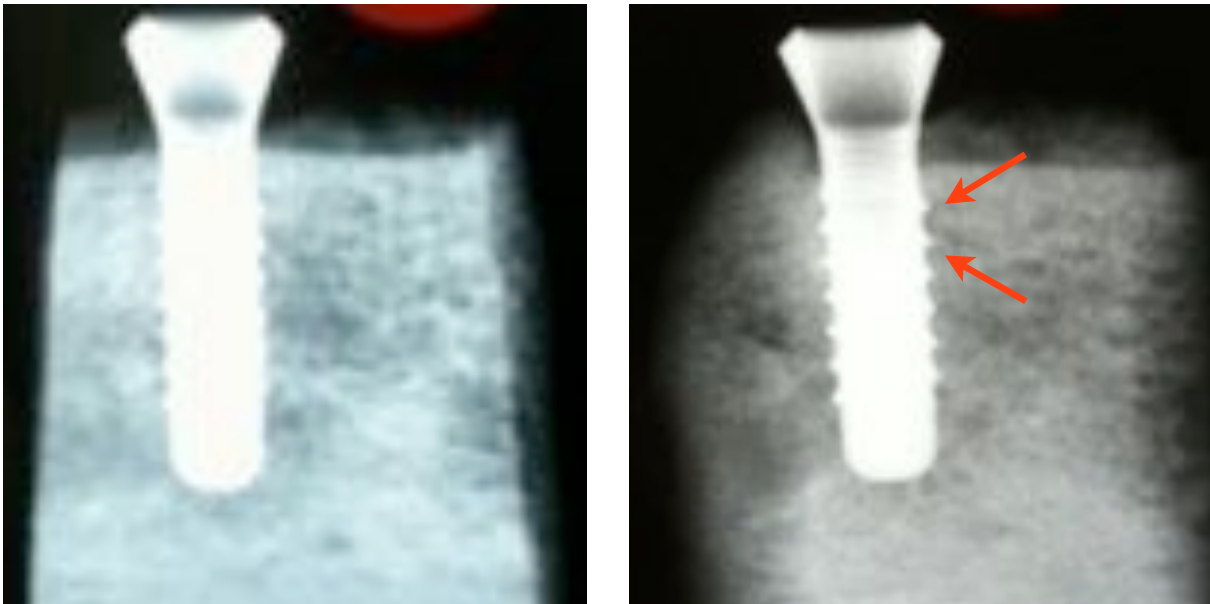


Abb. 11: Ausschnitte aus der orthoradialen (links) und der mesial – exzentrischen (rechts) Zahnfilmaufnahme des Segmentes Unterkiefer B5 mit einer Defektgröße von \varnothing 1,4 mm (siehe Pfeilmarkierungen)

2.7 Statistische Analyseverfahren

Zur statistischen Auswertung der Ergebnisse kam nach eingehender Beratung von Mitarbeitern des Instituts für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn das Verfahren der linearen Regression zur Anwendung. Diese statistische Analyse gestattet es, eine abhängige Variable mithilfe der unabhängigen beeinflussenden Variablen zu charakterisieren und ein Modell zu berechnen, mit dem die unabhängige Variable als Zielgröße näherungsweise vorhersagbar wird. Im vorliegenden Fall ist die abhängige Variable die Zielgröße „Defekterkennung ja / nein“, die unabhängigen erklärenden Variablen sind die Defektgröße (Bohrergröße), die Lage des Defektes (oral oder vestibulär), die Aufnahmerichtung der Zahnfilme (orthoradial oder exzentrisch) und die Kieferknochenart (Ober- oder Unterkiefer). Da es auch bei der multiplen linearen Regression theoretisch um die Beschreibung einer Geraden geht, lautet die allgemeine Modellgleichung

$$y = a + b_1 \cdot x_1 + b_2 \cdot x_2 + \dots b_n \cdot x_n ,$$

wobei in dieser Studie $n = 4$ ist. Gibt es nur eine erklärende Variable x , so lassen sich veranschaulichend a als der Achsenabschnitt der Geraden und b als das Steigungsmaß interpretieren. Bei mehreren erklärenden Variablen lässt sich die Regressionsgleichung grafisch nicht mehr als Gerade darstellen, weshalb dann a als Konstante und $b_1 - b_n$ als Regressionskoeffizienten bezeichnet werden, $x_1 - x_n$ nehmen die Werte der jeweiligen Variablen an (Brosius, 2002). Durch die errechneten Regressionskoeffizienten werden die unabhängigen Variablen charakterisiert beziehungsweise gewichtet und ermöglichen somit eine Berechnung von y . Der Wert für y gibt auf der Basis der ermittelten Daten eine Näherung an das zu erwartende Betrachtungsergebnis an. Die Signifikanzschwelle wurde bei $p \leq 0.05$ festgelegt.

Das Modell wurde mithilfe des Programms PASW Statistics 18.0 (SPSS GmbH, München) für Mac erstellt, nachdem die Daten der radiologischen Auswertung in Form einer Microsoft Excel Tabelle importiert worden waren.

3 Ergebnisse

3.1 Überblick

Das als Ergebnis der linearen Regression vorliegende Modell charakterisiert die Abhängigkeiten zwischen der Defekterkennung und den beeinflussenden Variablen (Defektgröße, Lage des Defekts, Aufnahmeorientierung, Art des Kieferknochens).

Um möglichst differenzierte Aussagen zu den einzelnen Variablen und ihrer Wertigkeit treffen zu können, wurde zusätzlich für jede unabhängige Variable eine einzelne lineare Regression durchgeführt. Dadurch war es möglich, einen direkten Zusammenhang zur abhängigen Variablen, der Defekterkennung herzustellen.

Des weiteren wurde untersucht, inwieweit die Erfahrung eines Betrachters für die Defekterkennung relevant ist. Dazu wurden die sechs Betrachter in zwei Gruppen eingeteilt, wobei vier zur Gruppe der weniger Erfahrenen und zwei zur Gruppe der Erfahreneren zugeordnet wurden.

Die Datenbasis für die statistische Auswertung sowie eine Zusammenfassung der errechneten Werte finden sich im Anhang.

3.2 Ergebnisse der statistischen Auswertung

Mithilfe der für das jeweilige Modell berechneten Regressionskoeffizienten lässt sich eine Geraden- beziehungsweise Vorhersagegleichung angeben, die einer allgemeinen Geradengleichung entspricht:

$$y = a + b * x,$$

wobei a die Konstante, b der Regressionskoeffizient der unabhängigen Variablen und x der Wert der unabhängigen Variablen ist. Steigt x um eine Einheit an, so erhöht sich der Wert für y um den Wert des Regressionskoeffizienten und zeigt somit deutlich die Abhängigkeit der Variablen y. In allen nachfolgend beschriebenen Modellen ist die abhängige Variable der Mittelwert der Urteile der sechs Betrachter.

3.2.1 Statistische Auswertung in Bezug auf die Größe des Defekts

Für die Abhängigkeit der Variablen y von der Einflussvariablen „Defektgröße“ wurde folgendes Modell errechnet (siehe Tab. 5):

$$y = 0,288 + 0,07 * x,$$

wobei x die Werte 1 bis 9 annehmen kann.

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,288	0,029		10,010	<0,001
Defektgröße	0,070	0,005	0,595	13,636	<0,001

Tab. 5: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Defektgröße“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Man kann also für jede Bohrergröße und damit Defektgröße ausrechnen, wie laut des Modells das mittelwertige Urteil der Betrachter näherungsweise ausfallen wird. Es lässt sich durch Einsetzen der entsprechenden Bohrergrößen feststellen, dass bereits bei einem gesetzten Defekt mit der Bohrergröße 3 (\varnothing 1,8 mm) ungefähr die Hälfte der Betrachter den Defekt erkennen wird. Die Gleichung hierzu lautet:

$$y = 0,288 + (0,07 * 3) = 0,498.$$

Da der p-Wert sowohl für die Konstante als auch für die Einflussvariable „Defektgröße“ < 0,001 war, ist das Modell als signifikant zu bewerten.

3.2.2 Statistische Auswertung in Bezug auf die Lage des Defekts

Für die Abhängigkeit der Variablen y von der Einflussvariablen „Lage des Defekts“ wurde folgendes Modell errechnet (siehe Tab. 6):

$$y = 0,566 + 0,151 * x,$$

wobei x die Werte 0 (vestibulär) oder 1 (oral) annehmen kann.

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,566	0,022		25,778	<0,001
Lage des Defektes	0,151	0,032	0,249	4,746	<0,001

Tab. 6: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Lage des Defekts“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Es lässt sich durch Einsetzen der entsprechenden Werte feststellen, dass der Wert für y bei oraler Lage des Defektes immer höher ist als bei vestibulärer Lage. Die Gleichungen hierzu lauten:

$$y = 0,566 + (0,151 * 0) = 0,566$$

für einen vestibulären Defekt und

$$y = 0,566 + (0,151 * 1) = 0,717$$

für einen oralen Defekt.

Anhand der mit dem Modell errechneten näherungsweisen Werte wird deutlich, dass ein oral gelegener Defekt des Kieferknochens häufiger im Zahnfilm erkannt wird als ein vestibulär gelegener Defekt.

Da der p-Wert sowohl für die Konstante als auch für die Einflussvariable „Lage des Defekts“ < 0,001 war, ist das Modell als signifikant zu bewerten.

3.2.3 Statistische Auswertung in Bezug auf die Aufnahme- richtung

Für die Abhängigkeit der Variablen y von der Einflussvariablen „Aufnahmerichtung“ wurde folgendes Modell errechnet (siehe Tab. 7):

$$y = 0,600 + 0,074 * x,$$

wobei x die Werte 0 (orthoradial) oder 1 (exzentrisch) annehmen kann.

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressions- koeffizient B	Standard- fehler	Beta		
Konstante	0,600	0,023		26,017	<0,001
Aufnahme- richtung	0,074	0,033	0,122	2,270	0,024

Tab. 7: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Aufnahmerichtung“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Es lässt sich durch Einsetzen der entsprechenden Werte feststellen, dass der Wert für y bei einer exzentrischen Aufnahme immer höher ist als bei einer orthoradialen. Die Gleichungen hierzu lauten:

$$y = 0,600 + (0,074 * 0) = 0,600$$

für eine orthoradiale Aufnahme und

$$y = 0,600 + (0,074 * 1) = 0,674$$

für eine exzentrische Aufnahme.

Das Modell zeigt, dass Defekte des Kieferknochens häufiger erkannt werden, wenn der Zahnfilm in exzentrischer Aufnahmetechnik angefertigt wurde. Da der p-Wert für die Konstante < 0,001 war und für die Einflussvariable „Aufnahmerichtung“ bei 0,024 lag, ist das Modell als signifikant zu bewerten.

3.2.4 Statistische Auswertung in Bezug auf die Art des Kieferknochens

Für die Abhängigkeit der Variablen y von der Einflussvariablen „Art des Kieferknochens“ wurde folgendes Modell errechnet (siehe Tab. 8):

$$y = 0,705 + (- 0,107) * x,$$

wobei x die Werte 0 (Oberkiefer) oder 1 (Unterkiefer) annehmen kann.

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,705	0,027		26,415	<0,001
Art des Kieferknochens	- 0,107	0,034	- 0,170	- 3,187	0,002

Tab. 8: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Art des Kieferknochens“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Es lässt sich durch Einsetzen der entsprechenden Werte feststellen, dass der Wert für y bei einem Defekt im Oberkiefer höher ist als bei einem Defekt im Unterkiefer. Bedingt durch das negative Vorzeichen des Regressionskoeffizienten, ergibt sich beim Einsetzen eines Wertes > 0 für x immer ein niedrigerer Wert als für $x = 0$.

Die Gleichungen hierzu lauten:

$$y = 0,705 + (- 0,107 * 0) = 0,705$$

für einen Defekt im Oberkieferknochen und

$$y = 0,705 + (- 0,107 * 1) = 0,598$$

für einen Defekt im Unterkieferknochen.

Das Modell zeigt, dass implantatnahe Defekte des Kieferknochens häufiger erkannt werden, wenn sie im Oberkiefer liegen. Da der p-Wert für die Konstante $< 0,001$ war und für die Einflussvariable „Art des Kieferknochens“ bei 0,002 lag, ist das Modell als signifikant zu bewerten.

3.2.5 Statistische Auswertung in Bezug auf die Gesamtheit der Variablen: Größe des Defekts, Lage des Defekts, Aufnahmerichtung und Art des Kieferknochens

Das in der unten stehenden Tabelle (Tab.9) aufgeschlüsselte Gesamtmodell, in das alle vier unabhängigen Variablen miteinbezogen wurden, erlaubt eine Vorhersage des mittelwertigen Urteils unter Berücksichtigung aller erfassten Einflussgrößen. Die Regressionskoeffizienten für die einzelnen Variablen weichen nur minimal von den in den einzelnen Regressionen berechneten ab und werden daher nicht erneut aufgeschlüsselt.

Die Gleichung des Gesamtmodells lautet:

$$y = 0,251 + 0,070 * v + 0,074 * w + (-0,118) * x + 0,159 * z,$$

dabei gilt: v = Wert für die Bohrergröße (1 bis 9)

w = Wert für die Aufnahmerichtung (0 oder 1)

x = Wert für die Art des Kieferknochen (0 oder 1)

z = Wert für die Lage des Defekts (0 oder 1).

Es lässt sich mit diesem Modell für jede beliebige Variablenkombination näherungsweise errechnen, wie das Urteil bezüglich der Defekterkennung im Mittel ausfallen wird. Durch gezieltes Einsetzen lassen sich außerdem die Ergebnisse der einzelnen Regressionen konkretisieren.

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,251	0,035		7,252	<0,001
Defektgröße	0,070	0,005	0,595	14,936	<0,001
Aufnahme-richtung	0,074	0,024	0,122	3,069	0,002
Art des Kieferknochens	- 0,118	0,025	- 0,188	- 4,721	<0,001
Lage des Defektes	0,159	0,024	0,262	6,572	<0,001

Tab. 9: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Defektgröße“, „Aufnahmerichtung“, „Art des Kieferknochens“, „Lage des Defekts“ (Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Wie bereits beschrieben, werden Defekte im Kieferknochen häufiger im Zahnfilm erkannt, wenn dieser exzentrisch aufgenommen wurde und der Defekt oral liegt. Des weiteren zeigen die Berechnungen die bessere Erkennbarkeit der Defekte im Oberkieferknochen. Mithilfe des Gesamtmodells kann beispielsweise berechnet werden, ab welcher Bohrergröße (Defektgröße) nahezu alle Betrachter den Defekt erkennen, wenn die drei anderen Variablen jeweils den für die Erkennbarkeit günstigeren Wert annehmen. Es ergibt sich folgende Gleichung:

$$y = 0,251 + 0,070 * v + 0,074 * 1 + (-0,118 * 0) + 0,159 * 1.$$

Setzt man für die Bohrergröße (Defektgröße) nacheinander alle Werte von 1 bis 9 ein, so wird deutlich, dass zwischen der Bohrergröße 7 (\varnothing 4 mm) und der Bohrergröße 8 (\varnothing 4,5 mm) der Defekt liegt, der laut Modell von allen Betrachtern erkannt wird. Für die Bohrergröße 7 lautet die Gleichung:

$$y = 0,251 + 0,070 * 7 + 0,074 * 1 + (-0,118 * 0) + 0,159 * 1 = 0,974,$$

für die Bohrergröße 8:

$$y = 0,251 + 0,070 * 8 + 0,074 * 1 + (-0,118 * 0) + 0,159 * 1 = 1,044.$$

Um die Einflussstärke der einzelnen Variablen zu charakterisieren, analysiert man in der Regel die Größe der p-Werte. Da diese im vorliegenden Fall so klein sind, dass keine genaue Differenzierung zwischen den Werten möglich ist, betrachtet man das R^2 der einzelnen Regressionen (siehe Anhang). R^2 ist ein Maß für den erklärenden Anteil der Varianz der abhängigen Variablen (y) und definiert indirekt den Zusammenhang zwischen der abhängigen und der beeinflussenden Variablen. Es ergibt sich somit folgende Einflussstärke in absteigender Reihenfolge:

Bohrergröße (Defektgröße)	($R^2 = 0,354$),
Aufnahmerichtung	($R^2 = 0,015$),
Lage des Defekts	($R^2 = 0,062$),
Art des Kieferknochens	($R^2 = 0,029$).

3.2.6 Statistische Auswertung in Bezug auf die Erfahrung der Betrachter

Inwieweit die Erfahrung der Betrachter Einfluss auf die Defekterkennung hat, soll ein Vergleich zwischen der Gruppe der erfahrenen und der Gruppe der weniger erfahrenen Betrachter zeigen. Es ergeben sich durch die einzeln durchgeführten linearen Regressionen unter Einbeziehung aller Variablen zwei Modellgleichungen:

1. Modell für die Defekterkennung durch erfahrene Betrachter (siehe Tab. 10):

$$y = 0,220 + 0,071 * v + 0,067 * w + (-0,083) * x + 0,194 * z,$$

dabei gilt: v = Wert für die Bohrergröße (Defektgröße; 1 bis 9)

w = Wert für die Aufnahme- richtung (0 oder 1)

x = Wert für die Art des Kieferknochen (0 oder 1)

z = Wert für die Lage des Defekts (0 oder 1).

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressions- koeffizient B	Standard- fehler	Beta		
Konstante	0,220	0,045		4,854	<0,001
Defektgröße	0,071	0,006	0,512	11,664	<0,001
Aufnahme- richtung	0,067	0,032	0,093	2,125	0,034
Art des Kiefer- Knochens	- 0,083	0,033	- 0,111	- 2,534	0,012
Lage des Defektes	0,194	0,032	0,269	6,120	<0,001

Tab.10: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Defektgröße“, „Aufnahmerichtung“, „Art des Kieferknochens“, „Lage des Defekts“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

2. Modell für die Defekterkennung durch weniger erfahrene Betrachter (siehe Tab. 11):

$$y = 0,266 + 0,069 * v + 0,077 * w + (-0,136) * x + 0,142 * z,$$

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,266	0,039		6,759	<0,001
Defektgröße	0,069	0,005	0,548	12,960	<0,001
Aufnahme-richtung	0,077	0,025	0,119	2,820	0,005
Art des Kieferknochens	- 0,136	0,029	- 0,202	- 4,761	<0,001
Lage des Defektes	0,142	0,028	0,218	5,134	<0,001

Tab.11: Errechnete Koeffizienten für das Modell mit den Variablen „Mittelwert der Urteile“ und „Defektgröße“, „Aufnahmerichtung“, „Art des Kieferknochens“, „Lage des Defekts“

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Im Vergleich der beiden Modelle zeigt sich, dass die Regressionskoeffizienten der Variablen und auch die Konstanten nur geringfügig verschieden und von den Vorzeichen her identisch sind. Da die p-Werte für alle Variablen $\leq 0,05$ sind, können die Modelle als signifikant angesehen werden.

Bezüglich der Einflussstärke der Variablen zeigt sich ein Unterschied zwischen den beiden Gruppen (siehe Tab. 12). Während in beiden Gruppen die Bohrergröße – also die resultierende Defektgröße – den größten Einfluss auf die Defekterkennung hat, steht die Lage des Defekts an zweiter Stelle. Bei den weniger erfahrenen Betrachtern folgen nacheinander die Art des Kieferknochens und die Aufnahmerichtung. In der Gruppe der erfahrenen Betrachter sind diese beiden Variablen gleich gewichtet, ihr R^2 – Wert ist identisch.

R^2	erfahrene Betrachter	weniger erfahrene Betrachter
Bohrergröße (Defektgröße)	0,262	0,301
Aufnahmerichtung	0,009	0,014
Lage des Defekts	0,068	0,042
Art des Kieferknochens	0,009	0,035

Tab.12: R^2 – Werte für die einzelnen Variablen jeweils bezogen auf die erfahrenen beziehungsweise die weniger erfahrenen Betrachter
(R^2 : Quadrat des multiplen Korrelationskoeffizienten)

4 Diskussion

4.1. Diskussion der Methode

4.1.1. Auswahl der Probenkörper

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Defekte im Kieferknochen wurden mit Hilfe von Hartmetall – Kugelfräsen erzeugt, deren Bohrkopf möglichst vollständig im Knochen versenkt wurde. Dieses Vorgehen impliziert, dass die Defekte eine klare Begrenzung und definierte Form haben, was Einfluss auf die Darstellung im Röntgenbild hat. Das radiologische Erscheinungsbild von Defekten im Knochen ist umso klarer, je besser die Defekte begrenzt sind (Bianchi et al., 1991). Überträgt man die Ergebnisse dieser Studie auf den klinischen Alltag, so ist zu bedenken, dass im Röntgenbild diagnostizierte Läsionen oftmals nicht klar begrenzt sind. In diversen Studien wird das Erscheinungsbild von Läsionen in Form von Riesenzellgranulomen (Cloutier et al., 2007; Scarano et al., 2008; Hernandez et al., 2009), Hämangiomen (Zlotogorski et al., 2005), Osteomen, Osteo-, Fibro- und Chondrosarkomen (Theodorou et al., 2003) charakterisiert und als nicht scharf begrenzt beschrieben. Bezogen auf Defekte des Kieferknochens in Implantatregionen tritt besonders die apikale implantäre Läsion in diversen Studien auf (Scarano et al., 2000; Penarrocha-Diago et al., 2009; Rosendahl et al., 2009), die keine klare Abgrenzung vom umgebenden Knochen aufweist. Im Gegensatz dazu gibt es verschiedene zystische Läsionen, die im Röntgenbild eine klare Begrenzung zeigen und dadurch meist korrekt diagnostiziert werden (Gundappa et al., 2006; Raitz et al., 2006; Boeddinghaus und Whyte, 2008).

Des weiteren ist die Lage der hier gesetzten Defekte im Kieferknochen zu betrachten. Diese liegen ungefähr auf der Höhe der Implantatmitte, jeweils vestibulär oder oral. Der Sinn dieser Platzierung war, einen allseits von Knochen begrenzten Defekt zu erzeugen, er sollte keiner bestimmten Defektart nachempfunden sein. Die meisten Studien, die sich mit periimplantären Defekten beschäftigen, nehmen das Krankheitsbild der Periimplantitis zur Grundlage (Bertram und Emshoff, 2008; Heitz-Mayfield, 2008; Fransson et al., 2009). Diese Defekte liegen in der Regel im Bereich des marginalen

Knochens und sind, im Gegensatz zu den Defekten der vorliegenden Studie, nicht vollständig von Knochen begrenzt, sondern nach koronal hin nur von Weichgewebe bedeckt (Salvi und Lang, 2004; Hermann et al., 2007) und haben eine eher trichterförmige Konfiguration.

In der vorliegenden Studie sollte es jedoch nicht um einzelne klinische Krankheitsbilder beziehungsweise deren radiologisches Erscheinungsbild gehen, das simuliert werden sollte, vielmehr war die Fragestellung genereller Natur. Es sollte herausgefunden werden, welche Parameter die Erkennung eines Knochendefektes wie stark beeinflussen. Hierzu wurden die Defektgröße, die Lage des Defekts, die Art des Kieferknochens sowie die Aufnahmerichtung des Zahnfilmes in Beziehung zueinander gesetzt und ein Modell definiert, dass die Einflussfaktoren der Defekterkennung charakterisiert. Aus diesen Gründen ist die Form des Defektes hier von untergeordneter Bedeutung und erhebt nicht den Anspruch, ein bestimmtes klinisches Krankheitsbild zu repräsentieren.

4.1.2. Kritik der Methode: Auswahl des bildgebenden Verfahrens

In den meisten Studien, die sich heute mit Bildgebung in der Implantologie beschäftigen, kommen Verfahren wie die Digitale Volutomographie (DVT), die Computertomographie (CT) oder digitale Röntgenaufnahmen zum Einsatz, die konventionelle intraorale Radiologie, die Abbildung auf Zahnfilmen, spielt eine untergeordnete Rolle. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass sich der Großteil dieser aktuellen Studien mit den präoperativen (vor Implantatinserterion) bildgebenden Verfahren zur Behandlungsplanung befasst (BouSerhal et al., 2002; Guerrero et al., 2006; Rugani et al., 2009; Chan et al., 2010). Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Knochensegmente enthielten zum Zeitpunkt der Bildgebung bereits Implantate, weshalb keine initiale umfassende Begutachtung des Knochens im Hinblick auf eine Implantatinserterion mehr nötig war. Zusätzlich handelte es sich um Einzelzahnimplantate, deren umgebender Knochen beurteilt werden sollte, nicht um mit mehreren Implantaten versorgte Kiefer.

Es ist allgemein anerkannt, dass die Strahlenbelastung des bildgebenden Verfahrens in Relation zum jeweiligen Nutzen zu sehen ist (Mupparapu und Singer, 2004; Mengel et al., 2006; Monsour und Dudhia, 2008). Betrachtet man also den relativ kleinen Bereich des Kieferknochens, der in der vorliegenden Studie wie auch bei Problemen an einzelnen Implantaten dargestellt werden soll und durch die einzelnen Segmente simuliert wird, so kommen Verfahren mit größerer Volumenerfassung und höherer Strahlenbelastung nicht in Frage. Letztlich spielt auch die Bildschärfe eine Rolle, die im Gegensatz zu anderen radiologischen Verfahren bei intraoralen Zahnfilmen eine hohe Detailschärfe aufweist. Als bildgebendes Verfahren wurde aus diesen Gründen die konventionelle Zahnfilmaufnahme gewählt, die den kleinen Bereich des Kieferknochens in einer Implantatregion gut darstellt (Morner-Svalling et al., 2003; Raghav et al., 2010) und auch zur Diagnostik in der Nachsorge bei Einzelzahnimplantaten das bildgebende Verfahren der Wahl darstellt.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Der Prozess der Diagnosefindung, zu dem im Kieferbereich in der Regel auch die Analyse entsprechender Röntgenbilder gehört, ist ein komplexer Vorgang, der von vielen Faktoren beeinflusst wird. In dieser Arbeit wurde versucht, die Einflussgrößen einer Röntgenbildanalyse genauer zu betrachten und mithilfe eines Modells zu charakterisieren. Hierbei wurden konkret die Parameter herausgestellt, die die Erkennung eines Defektes im Kieferknochen beeinflussen. Bezogen auf die Analyse der Röntgenbilder von Implantatregionen hat dies eine große Bedeutung, da die radiologische Diagnostik standardmäßig für die Beurteilung des periimplantären Knochens und eventueller Defekte zum Einsatz kommt (Abrahams, 2001; Boeddinghaus und Whyte, 2008).

Der Durchmesser und die Lage eines Knochendefektes in der Implantatumgebung haben entscheidenden Einfluss darauf, ob der Defekt vom Betrachter erkannt wird oder nicht. Mithilfe des errechneten Modells kann auf der Grundlage der in dieser Studie erhobenen Daten eine näherungsweise Aussage dazu gemacht werden, wie groß der Defekt mindestens sein muss, um von allen Betrachtern erkannt zu werden. Es ist

hierbei zu berücksichtigen, dass das Ergebnis in Abhängigkeit von den drei anderen Einflussvariablen (Aufnahmerichtung, Art des Kieferknochens, Lage des Defektes) unterschiedlich ausfällt. Exemplarisch soll im Folgenden ein Modell ausgewertet werden, in dem die drei oben genannten Variablen die für die Defekterkennung ungünstigsten Werte annehmen, und eines, in dem günstigste Werte angenommen werden. In diese Modelle werden dann jeweils die Bohrergrößen (Defektgrößen) eingesetzt und errechnet, wann das Ergebnis nahe eins liegt, also wann näherungsweise alle Betrachter (100%) den Defekt erkennen. Für den Einzelfall lässt sich natürlich jede beliebige Variablenkombination einsetzen, um eine Vorhersage bezüglich des mittelwertigen Urteils treffen zu können. Die Berechnungen werden anhand des Gesamtmodells vorgenommen, da die im Rahmen der einzelnen Regressionen (einzelne Variablen) berechneten Modelle nur Tendenzen angeben können. Dies hängt damit zusammen, dass eine univariate Regression, bei der der Ergebnisraum auf zwei Aussagen (erkannt oder nicht erkannt) begrenzt ist, keine exakt abgestuften Werte liefern kann (Nitta et al., 2010).

Die Gleichung des Gesamtmodells lautet:

$$y = 0,251 + 0,070 * v + 0,074 * w + (-0,118) * x + 0,159 * z,$$

dabei gilt:

v	=	Wert für die Bohrergröße (1 bis 9)
w	=	Wert für die Aufnahmerichtung (0 oder 1)
x	=	Wert für die Art des Kieferknochen (0 oder 1)
z	=	Wert für die Lage des Defekts (0 oder 1).

Setzt man für w und z jeweils den Wert „1“ und für x den Wert „0“ ein, wählt also die günstigeren Variablenwerte, und für die Bohrergröße (Defektgröße) nacheinander die Werte „1 – 9“, so wird deutlich, dass zwischen den Bohrergrößen 7 (\varnothing 4 mm) und 8 (\varnothing 4,5 mm) der Defekt von allen Betrachtern erkannt wird ($y = 0,974$ beziehungsweise $1,044$). Das bedeutet, ein Defekt im Kieferknochen, dessen Durchmesser größer als 4,5 mm ist, wird bei der Analyse eines Zahnfilmes zu näherungsweise 100% erkannt, wenn die anderen Parameter entsprechend günstige Werte annehmen. Im vorliegenden Fall heißt das, dass die Zahnfilmaufnahme exzentrisch angefertigt wurde und der Defekt oral, also nahe des Zahnfilmes liegt. Diese Werte beziehen sich auf den Oberkiefer, da

für x der Wert „0“ eingesetzt wurde. Für den Unterkiefer ergibt sich nach entsprechendem Einsetzen in das Gesamtmodell folgender Wert: $y = 0,996$ für die Bohrergröße 9 ($\varnothing 5$ mm). Rundet man auf die zweite Nachkommastelle, so macht der y – Wert die Aussage, dass ein Defekt im Unterkiefer, der einen Durchmesser von mindestens 5 mm hat, von allen Betrachtern erkannt wird.

Da es sich im klinischen Alltag natürlich nicht nur um Knochendefekte handelt, die oral des Implantates liegen und auf einem exzentrisch aufgenommenen Zahnfilm beurteilt werden (günstige Variablenwerte), soll eine weitere Rechnung vorgenommen werden, in der die Variablen ungünstigere Werte annehmen.

Setzt man für w und z jeweils den Wert „0“, für x den Wert „1“ ein und für die Bohrergröße nacheinander die Werte „1 – 9“, erhält man bei der Bohrergröße 9 für y den Wert 0,763. Dieser Wert bezieht sich auf den Unterkiefer und besagt, dass ein Defekt mit einem Durchmesser von 5 mm, der vestibulär liegt, auf einer orthoradialen Zahnfilmaufnahme von ungefähr 75% der Betrachter erkannt wird. Für den Oberkiefer liegt der Wert für die Bohrergröße 9 mit den oben genannten Variablenwerten bei $y = 0,881$, der Defekt wird also von mehr Betrachtern erkannt.

Welche Schlussfolgerungen lassen sich aus diesen Ergebnissen ziehen?

Die zuvor errechneten Durchmesser der Knochendefekte in der Implantatumgebung, die laut Modell von allen Betrachtern erkannt werden würden, müssen genauer verifiziert werden. Dies geschieht anhand der Frage, welche Konsequenzen es haben kann, wenn ein Defekt aufgrund eines kleineren Durchmessers nicht erkannt wird.

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, die sich mit dem sogenannten „critical - size defect“ (CSD) beschäftigen (Huh et al., 2005; Ma et al., 2009; Schmitz und Hollinger, 1986; Polimeni et al., 2004; Ebina et al., 2009). Der CSD ist definiert als ein Knochendefekt, der nicht im Laufe des Lebens selbstständig ausheilt (Schmitz und Hollinger, 1986), also einer Therapie im Sinne einer Heilungsunterstützung bedarf. Die meisten Studien untersuchten den CSD im Tiermodell, das trotz vieler Ähnlichkeiten nur eine Näherung sein kann (Ruehe et al., 2009). Die Hauptproblematik im Vergleich

scheint in der relativ kurzen Lebensdauer der Tiere zu liegen und der darauf basierenden Festlegung der Werte für den CSD. Deshalb lassen sich die so ermittelten Angaben nur bedingt auf den menschlichen Knochen übertragen, da dieser in der Regel einen viel größeren Zeitraum zur Heilung zur Verfügung hat.

Betrachtet man diese Studien genauer, so lässt sich jedoch ein Teil der Ergebnisse direkt auf den Menschen übertragen. Huh und Mitarbeiter (2005) fanden heraus, dass die Heilungsbereitschaft des Kieferknochens stark abnimmt, sobald das Periost nicht mehr intakt ist – die Größe eines CSD ist entsprechend geringer. Diverse andere Studien bestätigen diese Ergebnisse (Schwartz und Foster, 1971; Lemperle et al., 1998; Bender und Seltzer, 2003a,b). In der oben genannten Studie von Huh und Mitarbeitern (2005) wurde die Größe des CSDs mithilfe eines Tiermodells (Mandibula des Hundes) ermittelt und für einen Defekt mit intaktem Periost mit 50 mm, für einen Defekt ohne intaktes Periost mit 15 mm Durchmesser angegeben (Huh et al., 2005). In anderen Studien wurden Werte von 20 - 40 mm ohne intaktes Periost (Schmitz und Hollinger, 1986) sowie 40 mm (Marciani et al., 1977; Leipzig und Cummings, 1984) mit intaktem Periost, genannt.

Diese verschiedenen Werte legen die Schlussfolgerung nahe, zu der auch Sohn und Mitarbeiter (2010) finden, dass ein exakter Wert für einen CSD nicht bestimmbar ist. Dies hängt zum einen mit dem unterschiedlichen Heilungsverhalten der Individuen, zum anderen mit den verschiedenen Versuchsaufbauten und Beobachtungszeiträumen zusammen (Jung et al., 2007; Sohn et al., 2010). Entscheidend ist jedoch, dass das Vorhandensein von Periost eine größere Rolle bezüglich der Heilung zu spielen scheint, als die Größe des Knochendefektes (Huh et al., 2005). Setzt man die in den diversen Studien ermittelten Werte in Bezug zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie, so zeigt sich, dass der Grenzwert für die Erkennbarkeit eines Knochendefektes im Zahnfilm weit unter den Werten für einen CSD liegt. Diese Erkenntnis ist aus oben genannten Gründen nicht gleichzusetzen mit der Aussage, dass diese Defekte keiner Behandlung bedürfen. Es wird vielmehr die Relation für eine individuelle Beurteilung von Regenerationsprozessen und heilungsunterstützenden Maßnahmen, wie z. B. dem Einsatz von Knochenersatzmaterialien zur Defektregeneration geschaffen.

Einzelne Studien untersuchten jedoch auch den CSD in menschlichem Kieferknochen, meist bezogen auf supraalveoläre Parodontitiden – assoziierte oder periapikale implantäre Knochendefekte (Polimeni et al., 2009). Hinsichtlich der Erkennbarkeit von Knochendefekten in Implantatregionen sind weitere Studien nötig, da die bisherigen sich größtenteils mit Knochendefekten im Rahmen einer Periimplantitis (Salvi und Lang, 2004; Hermann et al., 2007; Lindhe und Meyle, 2008; Heitz-Mayfield und Lang, 2004) oder mit der apikalen periimplantären Läsion beschäftigen (Bianchi et al., 1991; Scarano et al., 2000; Dahlin et al., 2009; Rosendahl et al., 2009), nicht aber mit der Erkennbarkeit periimplantärer Knochendefekte in Abhängigkeit verschiedener Einflussfaktoren.

Es ist erwiesen, dass Knochendefekte, die oral, also nahe am Zahnfilm, liegen, deutlicher dargestellt werden als weiter entfernte, beispielsweise vestibulär liegende Defekte (Pasler, 2007; Mikolajczak und Wilk, 2008). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung verifizieren dies, ebenso wie die bessere Erkennbarkeit von Defekten im Ober- als im Unterkieferknochen. Diese Tatsache scheint mit der höheren Strahlendurchlässigkeit der Maxilla im Vergleich zur Mandibula zusammenzuhängen (Abrahams, 2001; Cano et al., 2008), die eine klarere Darstellung maxillärer Knochendefekte erlaubt.

Um trotz unter Umständen ungünstiger Lokalisation eines Defektes die Chance zu erhöhen, dass er im Zahnfilm abgebildet wird, kann der Projektionswinkel des Röntgenstrahls verändert werden. Wie in Kapitel 1.5.1 beschrieben, ermöglicht die exzentrische Führung des Röntgenstrahls die Abbildung sich bei orthoradialem Strahlengang überlagernder Strukturen auf dem Zahnfilm (Forsberg und Halse, 1994). In der vorliegenden Arbeit spielt dies besonders bei den Defekten eine Rolle, die aufgrund eines geringen Durchmessers vom Implantat überlagert werden. Eines der Ziele war es deshalb, herauszufinden, inwieweit die Defekte auf exzentrischen Zahnfilmaufnahmen tatsächlich besser erkannt werden.

Betrachtet man das auf der Grundlage der erhobenen Daten errechnete Modell bezüglich der Variablen w ($0 = \text{orthoradial}$, $1 = \text{exzentrisch}$), so fällt auf, dass beim Einsetzen von $w = 1$ das Ergebnis der gesamten Gleichung höher ausfällt als bei $w = 0$.

Das bedeutet, ein periimplantärer Defekt des Kieferknochens wird auf exzentrischen Zahnfilmaufnahmen von mehr Betrachtern erkannt als der gleiche Defekt auf einer orthoradialen Zahnfilmaufnahme. Dieses Ergebnis war zu erwarten, da in zahlreichen Studien die bessere Darstellung überlagerter Defekte mit Hilfe exzentrisch aufgenommener Zahnfilme untersucht wurde (Svenson et al., 1995; Fuhrmann, 2006).

Bezüglich der in der Implantatnachsorge anzufertigenden Röntgenbilder ist somit zu überlegen, ob nicht standardmäßig zusätzlich zur orthoradialen eine exzentrische Zahnfilmaufnahme angefertigt werden sollte. Es könnte dadurch die Wahrscheinlichkeit erhöht werden, dass auch oral oder vestibulär des Implantates gelegene Defekte dargestellt werden. Natürlich muss auch die erhöhte Strahlenbelastung berücksichtigt werden, die im Vergleich zur Anfertigung von nur einem Zahnfilm entsteht. Besteht aber der Verdacht, dass sich oral oder vestibulär eines Implantates ein Defekt befindet oder soll eine bereits zuvor entdeckte Läsion kontrolliert werden, scheint die Mehrbelastung des Patienten in einem vertretbaren Verhältnis zum Nutzen der zusätzlichen Aufnahme zu stehen. Dies berührt nicht die primäre Indikation für einen orthoradial aufgenommenen Zahnfilm, um mesial und distal des Implantates lokalisierte Defekte zu erkennen.

So wie das Vorhandensein von Periost für die Heilung eines Knochendefektes eine wichtige Rolle spielt, ist die Beteiligung der Kortikalis an einem Defekt entscheidend für dessen radiologische Erkennbarkeit (Parsell et al., 1998; Neyaz et al., 2008). Van Assche und Mitarbeiter (2009) fanden heraus, dass ein Defekt des Kieferknochens, bei dem weder die vestibuläre noch die orale Kortikalis beteiligt sind, radiologisch nicht sichtbar ist. Perforiert der Defekt (\varnothing 2 mm) jedoch die Kortikalis, wurde dieser von 85% der Betrachter im analogen Zahnfilm erkannt. Diese Beobachtungen lassen sich nur indirekt auf die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit übertragen, da zwar die Kortikalis an allen Defekten beteiligt ist, sich aber zusätzlich Implantate im Knochen befinden, die zumindest kleinere Defekte verdecken.

Die verwendeten Implantate haben einen Durchmesser von 3,3 mm und überlagern bei einer orthoradialen Zahnfilmaufnahme jeden Defekt, dessen Durchmesser kleiner ist

(Monsour und Dudhia, 2008; Pikner, 2008). In dieser Studie sind somit alle im orthoradialen Zahnfilm dargestellten Defekte bis zur Bohrergröße 6 (\varnothing 3,1 mm) betroffen.

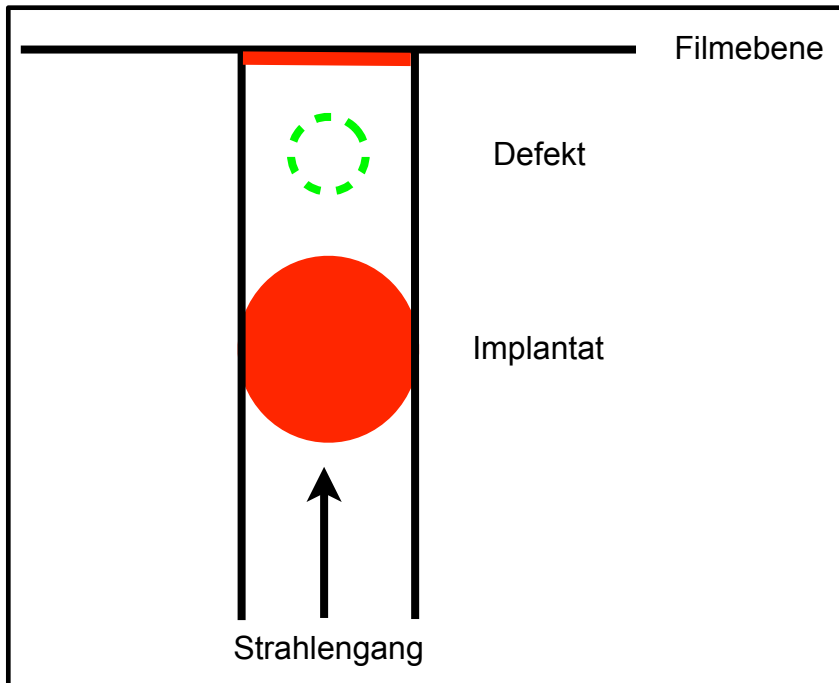


Abb.12: Schematische Darstellung einer orthoradialen Zahnfilmaufnahme

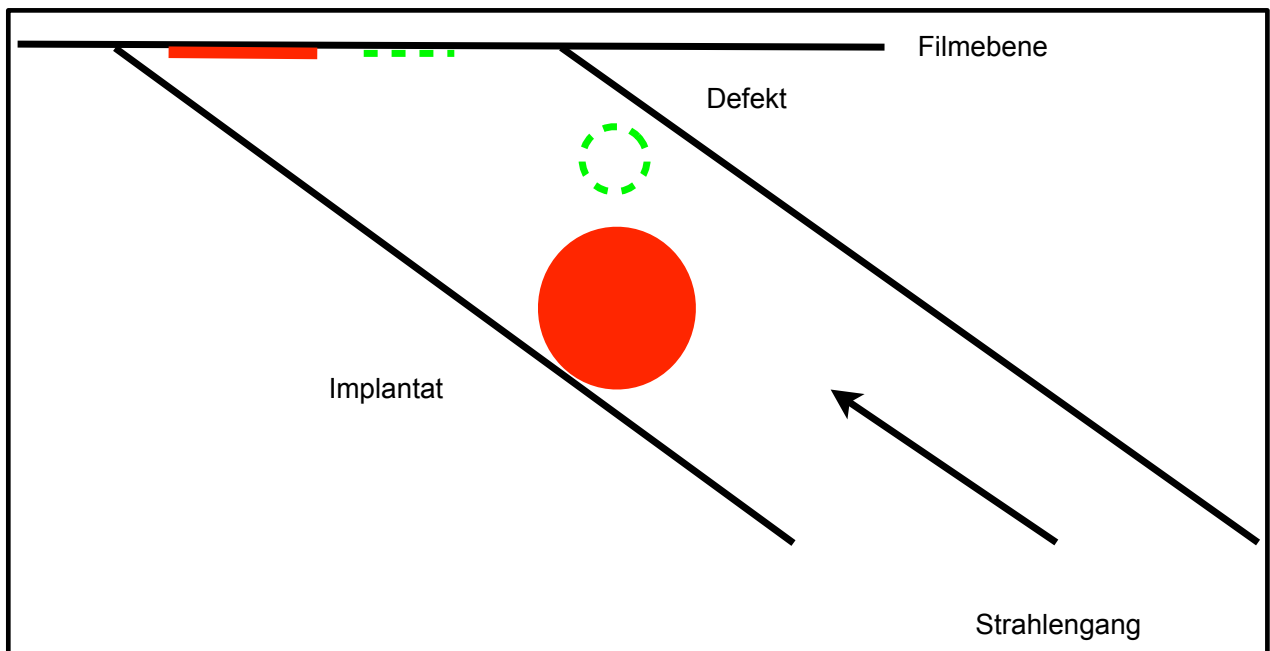


Abb. 13: Schematische Darstellung einer zeichnerisch überakzentuierten exzentrischen Zahnfilmaufnahme

Um trotzdem auch kleinere Defekte des Kieferknochens im Zahnfilm darstellen zu können, wurden zusätzlich exzentrische Aufnahmen angefertigt.

Durch den veränderten Winkel kann der Defekt freiprojiziert werden (siehe Abb. 12 und 13) und auf dem Zahnfilm versetzt neben dem Implantat abgebildet werden (Mikolajczak und Wilk, 2008). Die Ergebnisse zeigen, dass die exzentrisch aufgenommenen Zahnfilme von mehr Betrachtern richtig bewertet wurden als die orthoradial aufgenommenen. Errechnet man dies exemplarisch für die Bohrergröße 7 (\varnothing 4 mm), erhält man, nach Einsetzen der günstigsten Parameter für die Lage des Defektes und die Art des Kieferknochens, für den orthoradialen Zahnfilm 90% ($y = 0,9$) und für den exzentrischen Zahnfilm 97% ($y = 0,97$).

Es ist anzumerken, dass die Überlegung, ein Implantat verdecke jeden oral oder vestibulär liegenden Defekt, dessen Durchmesser kleiner ist, theoretisch korrekt ist (Pasler, 2007). In der Praxis ist jedoch mit Abweichungen zu rechnen, da weder alle Defekte exakt mittig vor oder hinter einem Implantat liegen und in der vorliegenden Studie immer exakt platziert werden konnten, noch der Strahlengang immer genau gleich auf Implantat und Defekt auftrifft. Hier spielen anatomische Variationen ebenso eine Rolle, wie die Grenzen der Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit verschiedener Situationen beziehungsweise verschiedener Knochensegmente und ihrer Relation zur Filmebene.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit ermittelten Mindestgrößen für im Zahnfilm erkennbare Läsionen des Kieferknochens in Implantatregionen zeigen die Grenzen dieses bildgebenden Verfahrens auf. Für das Gebiet der Implantologie gibt es heute auch andere Möglichkeiten der Bildgebung, die die verschiedensten Indikationsbereiche haben (Monsour und Dudhia, 2008). Während die Computertomographie vor allem in der präoperativen Planung zum Einsatz kommt (Araki et al., 2004; Guerrero et al., 2006; Loubele et al., 2006), stehen als alternative Verfahren zur Bildgebung nach der Implantation unter anderem die digitale Volumentomographie und der Ultraschall zur Verfügung. Diese beiden Techniken setzen den Patienten einer geringen beziehungsweise keiner Strahlung aus und können entweder alternativ oder ergänzend zur radiologischen Diagnostik eingesetzt werden (Mengel et al., 2006; Li et al., 2008).

Dies ist besonders dann in Betracht zu ziehen, wenn der Verdacht auf eine pathologische Veränderung besteht und sich im Zahnfilm nicht bestätigt. Ein Nachteil der intraoralen Zahnfilme ist die Zweidimensionalität der Darstellung, die das Auffinden eines vom Implantat verdeckten Defektes unmöglich machen kann. Hier könnte der Einsatzbereich der digitalen Volumentomographie zu sehen sein, die eine dreidimensionale Darstellung ohne Überlagerungen und Verzerrungen erlaubt (Mengel et al., 2006). Mengel und Mitarbeiter (2005) verglichen gezielt die Erkennbarkeit periimplantärer Defekte auf intraoralen Röntgenbildern, Panoramaschichtaufnahmen, Computertomographie – Aufnahmen sowie digitalen Volumentomographie – Aufnahmen und kamen zu dem Ergebnis, dass die Darstellung der Defekte auf den Aufnahmen der digitalen Volumentomographie am besten ist. Des weiteren ist mit dieser Technik, die den Patienten einer im Vergleich zur Computertomographie reduzierten Strahlung aussetzt, die Erstellung von Schnittbildern in axialer, frontaler und sagittaler Ebene möglich. Diese genaue Aufschlüsselung des Bildmaterials erlaubt eine genaue Analyse der periimplantären Strukturen (Kasaj und Willershausen, 2007).

Auch Pinsky und Mitarbeiter (2006) stellten die digitale Volumentomographie als eine Technik heraus, die die Voraussetzungen für eine verlässliche Beurteilung von Größe und Volumen intraossärer Läsionen schafft, was zur Diagnosefindung und -sicherung entscheidend beitragen kann (Curley und Hatcher, 2010). Bezüglich der Beurteilung periimplantärer Gewebe bietet die digitale Volumentomographie entscheidende Vorteile, wenn der Verdacht auf pathologische Veränderungen des Knochens besteht, die im Zahnfilm nicht sichtbar sind. Da die auf den Aufnahmen dargestellten Defekte des Knochens nur gering von der tatsächlichen Defektausdehnung abweichen (Mengel et al., 2005; Vandenberghe et al., 2008), scheint dieses bildgebende Verfahren sehr geeignet, um ergänzend oder auch alternativ in der Implantatnachsorge eingesetzt zu werden.

Die dreidimensionale Darstellung der Situation ist besonders dann entscheidend, wenn aufgrund der klinischen Symptomatik oder anhand anderer Aufnahmen gestellter Verdachtsdiagnosen die genaue Verifizierung eines möglichen Defektes erforderlich ist.

Im Sinne des Strahlenschutzes sollte jedoch davon abgesehen werden, die digitale Volumentomographie standardmäßig im Recall bei Implantatpatienten mit Einzelzahnimplantaten einzusetzen.

Ein weiteres Verfahren, das zur genaueren Verifizierung periimplantärer Läsionen beitragen kann, ist die Ultraschalldiagnostik. Während Röntgenbilder das Vorhandensein intraossärer Läsionen erkennen lassen, ist mit Hilfe des Ultraschalls eine Aussage zur Natur der Läsionen möglich (Cotti et al., 2003; Raghav et al., 2010). Bezüglich der Therapie einer Veränderung im Knochen ist es entscheidend, um welchen pathologischen Prozess es sich handelt. Hier bietet die Ultraschalldiagnostik große Vorteile gegenüber den anderen bildgebenden Verfahren, da ohne Strahlenbelastung eher eine Bestimmung der Konsistenz und der pathologischen Natur einer Knochenläsion möglich ist (Gundappa et al., 2006).

Es kann so beispielsweise zwischen Tumoren und Zysten unterschieden werden, die sich klinisch mit ähnlicher Symptomatik wie unregelmäßiger Knochenoberfläche und Auftreibungen darstellen können (Bialek et al., 2004). Wird der Ultraschall als initiales diagnostisches Verfahren eingesetzt, beispielsweise im Recall bei Implantatpatienten, muss berücksichtigt werden, dass die Ausdehnung der Läsionen kleiner dargestellt wird, als sie tatsächlich ist (Gundappa et al., 2006).

Neben ihrem Einsatz zur Bestimmung der Natur einer Knochenläsion könnte die Ultraschalldiagnostik in Zukunft auch eine wichtige Rolle in der primären Detektion von Knochenläsionen einnehmen. Mahmoud und Mitarbeiter (2008) nutzten Ultraschallwellen zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der Mandibula sowie zum Auffinden kleiner Knochendefekte. Die Defekte hatten Durchmesser von 1, 2 und 4 mm und konnten aufgrund des veränderten Verlaufes der Ultraschallwellen alle diagnostiziert werden. Da die Defekte zum Teil einen kleineren Durchmesser hatten als die Defekte, die im Rahmen dieser Arbeit im Zahnfilm erkannt werden konnten, scheint die Ultraschalldiagnostik besonders im frühen Stadium der Defektentstehung der radiologischen Diagnostik überlegen zu sein.

Bereits 1998 untersuchten Wahl und Jahn die B – Scan – Sonographie als Verfahren zur periimplantären Diagnostik und kamen zu dem Ergebnis, dass die Ultraschalldiagnostik eine wichtige Ergänzung zu konventionellen Zahnfilmaufnahmen sein kann. So erlaubt diese eine Beurteilung der oral und vestibulär des Implantates liegenden Regionen und schließt somit die „diagnostische Lücke“, die sich aufgrund der Aufnahmetechnik und Zweidimensionalität intraoraler Zahnfilmaufnahmen ergibt (Wahl und Jahn, 1998). Wenn sich diese Ergebnisse in weiteren Studien bestätigen, ist zu überlegen, ob die Ultraschalldiagnostik als nicht invasives Verfahren zur Routine im Rahmen der Implantatnachsorge werden sollte, um frühstmöglich periimplantäre Defekte diagnostizieren und gegebenenfalls therapieren zu können. Allerdings steht eine entsprechende apparative Entwicklung für die zahnärztliche Anwendung mit adäquaten Schallköpfen noch aus.

Des weiteren ist mit deren Hilfe auch eine Überprüfung der Osseointegration von Implantaten möglich (Li et al., 2008), ebenso wie die Verlaufskontrolle der Knochenheilung (Klein et al., 2008). Diesbezüglich bleibt abzuwarten, ob die Ultraschalldiagnostik in Zukunft die radiologische Diagnostik teilweise ersetzen wird oder aber ob diese ergänzend eingesetzt werden wird.

Unabhängig von allen technischen Einstellungen, topographischen Gegebenheiten und Charakteristika eines periimplantären Knochendefektes sollte auch überprüft werden, ob erfahrene Betrachter signifikant mehr Defekte erkennen als weniger erfahrene Betrachter. Hierzu wurde nach der Errechnung des Gesamtmodells eine Einteilung der insgesamt sechs Betrachter in zwei Gruppen vorgenommen und für jede Gruppe ein Modell errechnet. Es wurde angenommen, dass das Modell der diagnostisch erfahreneren Gruppe zeigen würde, dass Defekte früher beziehungsweise häufiger erkannt werden als in der anderen Gruppe. Auch wenn solche Aussagen schwierig zu objektivieren sind, gibt es Studien, die zu dem Ergebnis kommen, dass umso mehr Details auf einem Röntgenbild erkannt werden, je länger ein Betrachter diese Tätigkeit ausübt (Barbat, 1998; Madewell, 2004).

Bei der Analyse der errechneten Modelle der beiden Gruppen zeigt sich, dass es nur geringfügige Unterschiede bezüglich der Defekterkennung gibt. Das heißt, die Fähigkeiten, einen periimplantären Defekt zu erkennen, unterscheiden sich kaum. Eventuell ist diese Tatsache darauf zurückzuführen, dass keiner der sechs Betrachter auf die Analyse periimplantärer Knochenstrukturen spezialisiert war, also alle mehr oder weniger gleiche Voraussetzungen mitbrachten. Es zeigen sich jedoch Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bezüglich der Gewichtung der Einflussfaktoren für die Defekterkennung. Während in beiden Gruppen die Größe des Defektes (die Bohrergröße) die Defekterkennung am meisten beeinflusst, ist in der Gruppe der weniger erfahrenen Betrachter die Art des Kieferknochens wichtiger als in der Gruppe der erfahrenen Betrachter. Dies ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass die erfahrenen Betrachter in der Beurteilung der verschiedenen Knochenstrukturen und möglicher Defekte versierter sind als die weniger erfahrenen Betrachter. Der Unterschied diesbezüglich ist zwar statistisch signifikant ($p \leq 0,05$), aber dennoch so gering, dass er für die tägliche Praxis keinerlei Relevanz zu haben scheint. Es ist demnach festzustellen, dass die Ergebnisse einer genauen Analyse periimplantären Knochens im Zahnfilm weitgehend unabhängig von der Erfahrung des Betrachters in der Auswertung von Röntgenbildern sind.

5 Zusammenfassung

Die Implantologie ist heute ein fester Bestandteil der Zahnheilkunde und bietet für Behandler und Patienten vielfältige Versorgungsmöglichkeiten. Essentielle Bedeutung sowohl für die präimplantologische Diagnostik, Therapie und Nachsorge haben bildgebende Verfahren, vor allem radiologischer Art. Postimplantologische Komplikationen wie Periimplantitis können ultimativ zum Verlust des Implantates führen. Vor diesem Hintergrund bekommt das Implantat – Recall einen besonderen Stellenwert, um periimplantäre Knochenläsionen frühstmöglich aufdecken zu können.

Im Rahmen dieser Arbeit sollte es um die Auswertung von Zahnfilmen gehen, die für die Beurteilung eines Einzelzahnimplantates angefertigt wurden, um so die Situation im Recall zu simulieren. Es sollte festgestellt werden, welche Parameter wie stark beeinflussen, ob ein periimplantärer Defekt vom Betrachter erkannt wird oder nicht. Hierfür wurden Segmente humaner Ober- und Unterkiefer mit jeweils einem Implantat versorgt, von vestibulär oder oral verschieden große implantatnahe Defekte präpariert und anschließend Zahnfilmaufnahmen angefertigt. Von jeder Situation wurden ein orthoradialer und ein exzentrischer Zahnfilm angefertigt, welche von sechs Untersuchern mit unterschiedlich langer diagnostischer Erfahrung begutachtet wurden. Die Betrachter sollten die Zahnfilme auf mögliche implantatnahe Defekte hin analysieren, die Ergebnisse wurden dokumentiert und auf deren Grundlage ein Vorhersagemodell für die Erkennbarkeit implantatnaher Knochendefekte berechnet.

Das Modell zeigte, dass Defekte besser erkannt wurden, wenn diese oral des Implantats lagen, im Oberkiefer lokalisiert waren und auf einem exzentrischen Zahnfilm abgebildet waren. In der Kombination dieser Parameter lag der Mindestdurchmesser für einen Defekt, der von allen Betrachtern erkannt wurde, bei 4,5 mm im Ober- und 5 mm im Unterkiefer. Die unterschiedliche Erfahrung der Betrachter hatte keinen Einfluss auf die Defekterkennung, jedoch auf die Gewichtung der spezifischen oben genannten Parameter untereinander.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen nahe, dass im Recall neben der klinischen und standardisierten radiologischen Diagnostik zusätzliche exzentrische

Röntgenaufnahmen und / oder Ultraschalluntersuchungen zur Darstellung kleiner ossärer Defekte erforderlich sein können.

6 Anhang

1. Datenbasis für die statistische Auswertung (S. 66 – 74)

Bezeichnung	Nummer	Bohrergroße	Aufnahme- richtung	Ober-/Unter- kiefer	Lage des Defekts	Betrachter 1	Betrachter 2	Betrachter 3	Betrachter 4	Betrachter 5	Betrachter 6	Mittelwert Urteile
A6	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A6	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A6	3	2	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
A6	4	2	1	1	0	0	0	1	0	1	0	0,333333333
A6	5	3	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A6	6	3	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
A6	7	4	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
A6	8	4	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A6	9	5	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
A6	10	5	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
A6	11	6	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
A6	12	6	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
A6	13	7	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A6	14	7	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A6	15	8	0	1	0	1	1	0	1	1	1	0,833333333
A6	16	8	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A6	17	9	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
A6	18	9	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A7	19	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
A7	20	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1	0,333333333
A7	21	2	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0,166666667
A7	22	2	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0,5
A7	23	3	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0,333333333
A7	24	3	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0,5
A7	25	4	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0,666666667
A7	26	4	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0,5
A7	27	5	0	1	0	1	1	0	1	1	1	0,833333333
A7	28	5	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
A7	29	6	0	1	0	1	1	0	1	1	1	0,833333333
A7	30	6	1	1	0	1	0	1	1	1	0	0,666666667
A7	31	7	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A7	32	7	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A7	33	8	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1

A7	34	8	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A7	35	9	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A7	36	9	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A9	37	1	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0,166666667
A9	38	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0,666666667
A9	39	2	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0,166666667
A9	40	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	41	3	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0,166666667
A9	42	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	43	4	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0,5
A9	44	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	45	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	46	5	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	47	6	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	48	6	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
A9	49	7	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	50	7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	51	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	52	8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	53	9	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A9	54	9	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B1	55	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
B1	56	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0,333333333
B1	57	2	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0,333333333
B1	58	2	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0,333333333
B1	59	3	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0,333333333
B1	60	3	1	0	0	0	1	1	0	1	0	0,5
B1	61	4	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0,5
B1	62	4	1	0	0	1	1	1	0	1	0	0,666666667
B1	63	5	0	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B1	64	5	1	0	0	1	1	1	0	0	1	0,666666667
B1	65	6	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B1	66	6	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B1	67	7	0	0	0	1	1	1	1	0	1	0,833333333
B1	68	7	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B1	69	8	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1
B1	70	8	1	0	0	1	1	1	1	0	1	0,833333333
B1	71	9	0	0	0	1	1	1	1	0	1	0,833333333
B1	72	9	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0,5
B2O	73	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B2O	74	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B2O	75	2	0	0	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
B2O	76	2	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	77	3	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	78	3	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	79	4	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1

B2O	80	4	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	81	5	0	0	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
B2O	82	5	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	83	6	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	84	6	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B2O	85	7	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	86	7	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	87	8	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B2O	88	8	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0,666666667
B2O	89	9	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
B2O	90	9	1	0	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
B2	91	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B2	92	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0,166666667
B2	93	2	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B2	94	2	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B2	95	3	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0,166666667
B2	96	3	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
B2	97	4	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B2	98	4	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B2	99	5	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0,5
B2	100	5	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B2	101	6	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0,5
B2	102	6	1	1	0	1	1	1	0	0	0	0,5
B2	103	7	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B2	104	7	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B2	105	8	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B2	106	8	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B2	107	9	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B2	108	9	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B3	109	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B3	110	1	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0,333333333
B3	111	2	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B3	112	2	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0,333333333
B3	113	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B3	114	3	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0,333333333
B3	115	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B3	116	4	1	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B3	117	5	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0,5
B3	118	5	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0,5
B3	119	6	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0,5
B3	120	6	1	0	0	1	0	1	1	1	0	0,666666667
B3	121	7	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0,5
B3	122	7	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
B3	123	8	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0,666666667
B3	124	8	1	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B3	125	9	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0,666666667

B3	126	9	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B4	127	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0,666666667
B4	128	1	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B4	129	2	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0,333333333
B4	130	2	1	0	0	0	1	1	0	0	1	0,5
B4	131	3	0	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B4	132	3	1	0	0	1	1	1	0	0	0	0,5
B4	133	4	0	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B4	134	4	1	0	0	1	1	1	0	0	0	0,5
B4	135	5	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0,333333333
B4	136	5	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B4	137	6	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0,5
B4	138	6	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
B4	139	7	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0,5
B4	140	7	1	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B4	141	8	0	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B4	142	8	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B4	143	9	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B4	144	9	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
B5	145	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0,166666667
B5	146	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	0,333333333
B5	147	2	0	1	1	0	1	0	0	0	1	0,333333333
B5	148	2	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0,666666667
B5	149	3	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0,333333333
B5	150	3	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0,333333333
B5	151	4	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0,5
B5	152	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B5	153	5	0	1	1	0	0	1	1	1	0	0,5
B5	154	5	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B5	155	6	0	1	1	1	1	1	0	0	1	0,666666667
B5	156	6	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B5	157	7	0	1	1	1	1	1	0	1	0	0,666666667
B5	158	7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B5	159	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B5	160	8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B5	161	9	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B5	162	9	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B7	163	1	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0,333333333
B7	164	1	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0,5
B7	165	2	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B7	166	2	1	1	1	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B7	167	3	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0,5
B7	168	3	1	1	1	1	0	1	0	1	0	0,5
B7	169	4	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0,5
B7	170	4	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0,666666667
B7	171	5	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333

B7	172	5	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B7	173	6	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B7	174	6	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0,666666667
B7	175	7	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B7	176	7	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0,833333333
B7	177	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B7	178	8	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B7	179	9	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B7	180	9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B8	181	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0,166666667
B8	182	1	1	1	1	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B8	183	2	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0,166666667
B8	184	2	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0,166666667
B8	185	3	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0,166666667
B8	186	3	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0,333333333
B8	187	4	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0,333333333
B8	188	4	1	1	1	0	1	1	1	0	0	0,5
B8	189	5	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0,5
B8	190	5	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0,5
B8	191	6	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0,5
B8	192	6	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0,666666667
B8	193	7	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B8	194	7	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0,5
B8	195	8	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B8	196	8	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B8	197	9	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B8	198	9	1	1	1	1	0	1	0	1	0	0,5
B11	199	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0,166666667
B11	200	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B11	201	2	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0,166666667
B11	202	2	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0,333333333
B11	203	3	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
B11	204	3	1	1	0	1	0	1	0	0	0	0,333333333
B11	205	4	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0,333333333
B11	206	4	1	1	0	0	0	1	0	1	0	0,333333333
B11	207	5	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0,333333333
B11	208	5	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B11	209	6	0	1	0	1	1	1	0	0	0	0,5
B11	210	6	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
B11	211	7	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B11	212	7	1	1	0	1	0	1	1	1	1	0,833333333
B11	213	8	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
B11	214	8	1	1	0	1	1	1	0	1	0	0,666666667
B11	215	9	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B11	216	9	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
CL1	217	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0,166666667

CL1	218	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
CL1	219	2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0,166666667
CL1	220	2	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
CL1	221	3	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0,5
CL1	222	3	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0,5
CL1	223	4	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0,5
CL1	224	4	1	0	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
CL1	225	5	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CL1	226	5	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
CL1	227	6	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0,666666667
CL1	228	6	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
CL1	229	7	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0,666666667
CL1	230	7	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
CL1	231	8	0	0	0	1	1	0	1	1	1	0,833333333
CL1	232	8	1	0	0	1	1	1	0	0	1	0,666666667
CL1	233	9	0	0	0	1	0	1	1	1	1	0,833333333
CL1	234	9	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CL2	235	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0,166666667
CL2	236	1	1	0	1	1	0	1	0	1	1	0,666666667
CL2	237	2	0	0	1	1	1	0	0	1	1	0,666666667
CL2	238	2	1	0	1	1	0	1	1	1	0	0,666666667
CL2	239	3	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CL2	240	3	1	0	1	0	0	1	1	1	1	0,666666667
CL2	241	4	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CL2	242	4	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CL2	243	5	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0,5
CL2	244	5	1	0	1	0	1	1	0	1	0	0,5
CL2	245	6	0	0	1	1	1	0	0	1	1	0,666666667
CL2	246	6	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CL2	247	7	0	0	1	0	1	1	1	1	0	0,666666667
CL2	248	7	1	0	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
CL2	249	8	0	0	1	0	1	1	1	1	0	0,666666667
CL2	250	8	1	0	1	1	0	1	1	0	0	0,5
CL2	251	9	0	0	1	1	1	1	0	0	1	0,666666667
CL2	252	9	1	0	1	1	1	0	0	1	0	0,5
CR1	253	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	254	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CR1	255	2	0	0	1	1	1	1	1	0	1	0,833333333
CR1	256	2	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	257	3	0	0	1	1	1	1	0	1	0	0,666666667
CR1	258	3	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	259	4	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	260	4	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	261	5	0	0	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
CR1	262	5	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0

CR1	264	6	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	265	7	0	0	1	0	1	1	1	1	0	0,666666667
CR1	266	7	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	267	8	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
CR1	268	8	1	0	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
CR1	269	9	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
CR1	270	9	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
C2	271	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0,333333333
C2	272	1	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0,333333333
C2	273	2	0	1	0	0	1	0	0	0	1	0,333333333
C2	274	2	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0,333333333
C2	275	3	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0,333333333
C2	276	3	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0,333333333
C2	277	4	0	1	0	0	0	1	1	0	1	0,5
C2	278	4	1	1	0	1	0	0	1	1	0	0,5
C2	279	5	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
C2	280	5	1	1	0	0	1	1	0	1	0	0,5
C2	281	6	0	1	0	0	1	1	0	0	1	0,5
C2	282	6	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C2	283	7	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C2	284	7	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
C2	285	8	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0,833333333
C2	286	8	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0,5
C2	287	9	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C2	288	9	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0,833333333
C6	289	1	0	1	1	0	0	1	0	1	1	0,5
C6	290	1	1	1	1	1	0	1	0	1	1	0,666666667
C6	291	2	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0,333333333
C6	292	2	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0,666666667
C6	293	3	0	1	1	0	1	1	0	0	1	0,5
C6	294	3	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0,5
C6	295	4	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0,333333333
C6	296	4	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
C6	297	5	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0,333333333
C6	298	5	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C6	299	6	0	1	1	1	0	1	0	1	1	0,666666667
C6	300	6	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C6	301	7	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C6	302	7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C6	303	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C6	304	8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C6	305	9	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C6	306	9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C8	307	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
C8	308	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C8	309	2	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667

C8	310	2	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
C8	311	3	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
C8	312	3	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
C8	313	4	0	1	0	0	0	1	0	0	1	0,333333333
C8	314	4	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0,166666667
C8	315	5	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0,166666667
C8	316	5	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C8	317	6	0	1	0	1	0	1	0	1	1	0,666666667
C8	318	6	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0,166666667
C8	319	7	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0,666666667
C8	320	7	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0,333333333
C8	321	8	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1
C8	322	8	1	1	0	1	0	1	1	1	1	0,833333333
C8	323	9	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C8	324	9	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0,333333333
C10	325	1	0	1	1	0	0	1	1	0	1	0,5
C10	326	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0,166666667
C10	327	2	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0,333333333
C10	328	2	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0,166666667
C10	329	3	0	1	1	0	1	0	0	0	0	0,166666667
C10	330	3	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
C10	331	4	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
C10	332	4	1	1	1	1	0	1	1	1	0	0,666666667
C10	333	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C10	334	5	1	1	1	1	0	1	0	1	0	0,5
C10	335	6	0	1	1	1	0	1	1	1	1	0,833333333
C10	336	6	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0,5
C10	337	7	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C10	338	7	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C10	339	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C10	340	8	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0,833333333
C10	341	9	0	1	1	1	1	0	1	1	1	0,833333333
C10	342	9	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0,666666667
A6	343	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A6	344	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A7	345	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A7	346	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A9	347	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
A9	348	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B1	349	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B1	350	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B2O	351	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B2O	352	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B2	353	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B2	354	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B3	355	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

B3	356	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B4	357	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B4	358	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B5	359	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B5	360	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B7	361	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B7	362	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B8	363	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B8	364	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B11	365	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
B11	366	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
CL1	367	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
CL1	368	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
CL2	369	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
CL2	370	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
CR1	371	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
CR1	372	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
C2	373	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C2	374	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C6	375	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C6	376	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C8	377	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C8	378	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C10	379	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
C10	380	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0

2. Statistische Auswertung (S. 75 – 78)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Größe des Defekts / die Bohrergröße

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,288	0,029		10,010	<0,001
Defektgröße	0,070	0,005	0,595	13,636	<0,001

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Lage des Defekts

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,566	0,022		25,778	<0,001
Lage des Defektes	0,151	0,032	0,249	4,746	<0,001

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Aufnahme- richtung

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,600	0,023		26,017	<0,001
Aufnahme- richtung	0,074	0,033	0,122	2,270	0,024

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Art des Kieferknochens

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,705	0,027		26,415	<0,001
Art des Kiefer- knochens	- 0,107	0,034	- 0,170	- 3,187	0,002

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Gesamtheit der Variablen:
Größe des Defekts, Lage des Defekts, Aufnahme-richtung und Art des Kieferknochens

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressions-koeffizient B	Standard-fehler	Beta		
Konstante	0,251	0,035		7,252	<0,001
Defektgröße	0,070	0,005	0,595	14,936	<0,001
Aufnahme-richtung	0,074	0,024	0,122	3,069	0,002
Art des Kiefer-Knochens	- 0,118	0,025	- 0,188	- 4,721	<0,001
Lage des Defektes	0,159	0,024	0,262	6,572	<0,001

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

Ergebnisse der statistischen Auswertung in Bezug auf die Erfahrung der Betrachter

1. Modell für die Defekterkennung durch erfahrene Betrachter:

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressions-koeffizient B	Standard-fehler	Beta		
Konstante	0,220	0,045		4,854	<0,001
Defektgröße	0,071	0,006	0,512	11,664	<0,001
Aufnahme-richtung	0,067	0,032	0,093	2,125	0,034
Art des Kiefer-Knochens	- 0,083	0,033	- 0,111	- 2,534	0,012
Lage des Defektes	0,194	0,032	0,269	6,120	<0,001

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

2. Modell für die Defekterkennung durch weniger erfahrene Betrachter:

Koeffizienten					
Modell	nicht standardisierte Koeffizienten		standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
Konstante	0,266	0,039		6,759	<0,001
Defektgröße	0,069	0,005	0,548	12,960	<0,001
Aufnahme- richtung	0,077	0,025	0,119	2,820	0,005
Art des Kiefer- Knochens	- 0,136	0,029	- 0,202	- 4,761	<0,001
Lage des Defektes	0,142	0,028	0,218	5,134	<0,001

(Regressionskoeffizient B: Steigungsmaß der Geraden für die jeweilige Variable, Beta: Regressionskoeffizient innerhalb des Modells, T: Ergebnis des t-Tests, Sig.: statistische Signifikanz)

7 Literaturverzeichnis

Abrahams JJ. Dental CT imaging: a look at the jaw. *Radiology* 2001; 219: 334-345

Adell R, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, Lindvall AM, Yoneyama T, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J* 1985; 28: Suppl 175-181

Al-Nawas B, Klein MO, Gotz H, Vaterod J, Duschner H, Grotz KA, Kann PH. Dental implantation: ultrasound transmission velocity to evaluate critical bone quality--an animal model. *Ultraschall Med* 2008; 29: 302-307

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-170

Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988; 59: 287-296

Albrektsson T, Hansson HA. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials* 1986; 7: 201-205

Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol* 2000 2008; 47: 15-26

Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: Suppl 32-47

Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T, Seo K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 51-59

Balaji SM. Tobacco smoking and surgical healing of oral tissues: a review. *Indian J Dent Res* 2008; 19: 344-348

Barbat J. "In the eye of the beholder"--how radiographic image interpretation depends on who is looking and when. *Aust Endod J* 1998; 24: 81-84

Becktor JP, Isaksson S, Sennerby L. Survival analysis of endosseous implants in grafted and nongrafted edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 107-115

Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. A 5-year longitudinal study of the clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in the treatment of mandibular edentulism. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 799-810

Behneke AB, N. Recall und Nachsorge. In: Koeck B, Wagner, W , Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde, Bd 13 Implantologie*. Urban & Fischer, München-Jena 2004: 274

Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: I. 1961. *J Endod* 2003; 29: 702-712

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29: Suppl 197-212

Bertram S, Emshoff R. Sonography of periimplant buccal bone defects in periodontitis patients: A pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 99-103

Bialek EJ, Jakubowski W, Osmolski A, Zajkowski P. Ultrasonography as the method of incidental detection of mandible lesions. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 2004; 58: 157-159

Bianchi SD, Roccuzzo M, Cappello N, Libero A, Rendine S. Radiological visibility of small artificial periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; 20: 35-39

Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 294-301

Block MS, Kent JN, Kay JF. Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 45: 601-607

Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 2008; 66: 396-418

BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4: 156-172

Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 326-334

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410

Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42: 497-505

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3: 81-100

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977; 16: 1-132

Brosius F. SPSS 11. mitp, Bonn 2002

Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3: 231-246

Buch RS, Weibrich G, Wagner W. [Criteria of success in implantology]. Mund Kiefer Gesichtschir 2003; 7: 42-46

Cacaci C, Schlegel KA, Neugebauer J, Seidel F. Checkliste Orale Implantologie. Thieme, Stuttgart 2006

Cano J, Campo J, Vaquero JJ, Martinez Gonzalez JM, Bascones A. High resolution image in bone biology II. Review of the literature. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2008; 13: 31-35

Chan HL, Misch K, Wang HL. Dental imaging in implant treatment planning. Implant Dent 2010; 19: 288-298

Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24: Suppl 237-259

Cloutier M, Charles M, Carmichael RP, Sandor GK. An analysis of peripheral giant cell granuloma associated with dental implant treatment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: 618-622

Cotti E, Campisi G, Ambu R, Dettori C. Ultrasound real-time imaging in the differential diagnosis of periapical lesions. *Int Endod J* 2003; 36: 556-563

Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent* 2000; 28: 209-217

Curley A, Hatcher DC. Cone beam CT--anatomic assessment and legal issues: the new standards of care. *Today's FDA* 2010; 22: 52-63

Dahlin C, Nikfarid H, Alsen B, Kashani H. Apical peri-implantitis: possible predisposing factors, case reports, and surgical treatment suggestions. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11: 222-227

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 86-93

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003; 67: 932-949

Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol* 2010; 28: 198-206

Ebina H, Hatakeyama J, Onodera M, Honma T, Kamakura S, Shimauchi H, Sasano Y. Micro-CT analysis of alveolar bone healing using a rat experimental model of critical-size defects. *Oral Dis* 2009; 15: 273-280

Elias CN, Meirelles L. Improving osseointegration of dental implants. *Expert Rev Med Devices* 2010; 7: 241-256

Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. One-stage versus two-stage implant placement. A Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. *Eur J Oral Implantol* 2009; 2: 91-99

Ferreira SD, Silva GL, Cortelli JR, Costa JE, Costa FO. Prevalence and risk variables for peri-implant disease in Brazilian subjects. *J Clin Periodontol* 2006; 33: 929-935

Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 260-273

Forsberg J, Halse A. Radiographic simulation of a periapical lesion comparing the paralleling and the bisecting-angle techniques. *Int Endod J* 1994; 27: 133-138

Fransson C, Wennstrom J, Tomasi C, Berglundh T. Extent of peri-implantitis-associated bone loss. *J Clin Periodontol* 2009; 36: 357-363

Fuhrmann AW. Current practice in conventional and digital intraoral radiography: problems and solutions. *Int J Comput Dent* 2006; 9: 61-68

Garcia RV, Kraehenmann MA, Bezerra FJ, Mendes CM, Rapp GE. Clinical analysis of the soft tissue integration of non-submerged (ITI) and submerged (3i) implants: a prospective-controlled cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 991-996

Gluer CC, Wu CY, Jergas M, Goldstein SA, Genant HK. Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure. *Calcif Tissue Int* 1994; 55: 46-52

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 121-132

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Investig 2006; 10: 1-7

Gundappa M, Ng SY, Whaites EJ. Comparison of ultrasound, digital and conventional radiography in differentiating periapical lesions. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 326-333

Haastert B, Kerschbaum, T. Statistische Verweildaueranalysen in der Implantologie. Implantologie 1995; 2: 101-111

Heitz-Mayfield LJ. Diagnosis and management of peri-implant diseases. Aust Dent J 2008; 53: Suppl 43-48

Heitz-Mayfield LJ, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant diseases. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: Suppl 128-139

Heitz-Mayfield LJ, Lang NP. Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis. Periodontol 2000 2010; 53: 167-181

Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dent 2007; 16: 165-175

Hernandez G, Lopez-Pintor RM, Torres J, de Vicente JC. Clinical outcomes of peri-implant peripheral giant cell granuloma: a report of three cases. J Periodontol 2009; 80: 1184-1191

Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009; 88: 519-529

Huh JY, Choi BH, Kim BY, Lee SH, Zhu SJ, Jung JH. Critical size defect in the canine mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100: 296-301

Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 24-29

Jones AA, Cochran DL. Consequences of implant design. *Dent Clin North Am* 2006; 50: 339-360

Joos U, Meyer U. New paradigm in implant osseointegration. *Head Face Med* 2006; 2: 19

Jung UW, Kim CS, Choi SH, Cho KS, Inoue T, Kim CK. Healing of surgically created circumferential gap around non-submerged-type implants in dogs: a histomorphometric study. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 171-178

Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Bragger U, Hammerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 329-339

Kasaj A, Willershausen B. Digital volume tomography for diagnostics in periodontology. *Int J Comput Dent* 2007; 10: 155-168

Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int Dent J* 1983; 33: 350-375

Kim SG. Implant-related damage to an adjacent tooth: a case report. *Implant Dent* 2000; 9: 278-280

Klein F, Eger T, Radek M, Eickholz P. Glossar der Grundbegriffe für die Praxis. Periimplantäre Infektionen. Parodontologie 2002; 13: 79-88

Klein MO, Grotz KA, Manefeld B, Kann PH, Al-Nawas B. Ultrasound transmission velocity for noninvasive evaluation of jaw bone quality in vivo before dental implantation. Ultrasound Med Biol 2008; 34: 1966-1971

Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. Implant Dent 2002; 11: 224-234

Leipzig B, Cummings CW. The current status of mandibular reconstruction using autogenous frozen mandibular grafts. Head Neck Surg 1984; 6: 992-997

Lemperle SM, Calhoun CJ, Curran RW, Holmes RE. Bony healing of large cranial and mandibular defects protected from soft-tissue interposition: A comparative study of spontaneous bone regeneration, osteoconduction, and cancellous autografting in dogs. Plast Reconstr Surg 1998; 101: 660-672

Li L, Zhu Z, Huang C, Chen W. Ultrasound: a potential technique to improve osseointegration of dental implants. Med Hypotheses 2008; 71: 568-571

Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. J Clin Periodontol 2008; 35: Suppl 282-285

Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 102: 225-234

Ma JL, Pan JL, Tan BS, Cui FZ. Determination of critical size defect of minipig mandible. J Tissue Eng Regen Med 2009; 3: 615-622

Madewell JE. Lifelong learning and the maintenance of certification. *J Am Coll Radiol* 2004; 1: 199-203; discussion 204-197

Mahmoud A, Cortes D, Abaza A, Ammar H, Hazey M, Ngan P, Crout R, Mukdadi O. Noninvasive assessment of human jawbone using ultrasonic guided waves. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2008; 55: 1316-1327

Marciani RD, Gonty AA, Giansanti JS, Avila J. Autogenous cancellous-marrow bone grafts in irradiated dog mandibles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1977; 43: 365-372

Margelos JT, Verdelis KG. Irreversible pulpal damage of teeth adjacent to recently placed osseointegrated implants. *J Endod* 1995; 21: 479-482

Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K. Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. *J Periodontol* 1999; 70: 1330-1338

Matteson SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski PV. Advanced imaging methods. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7: 346-395

McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 848-855

Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005; 76: 665-673

Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006; 77: 1234-1241

Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 678-686

Mikolajczak T, Wilk G. [The diagnostic value of oblique technique for periapical radiography and its usefulness in endodontic treatment]. *Ann Acad Med Stetin* 2008; 54: 94-98

Monsour PA, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Aust Dent J* 2008; 53: Suppl 11-25

Morner-Svalling AC, Tronje G, Andersson LG, Welander U. Comparison of the diagnostic potential of direct digital and conventional intraoral radiography in the evaluation of peri-implant conditions. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 714-719

Mupparapu M, Singer SR. Implant imaging for the dentist. *J Can Dent Assoc* 2004; 70: 32

Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Ozyuvaci H. A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 726-732

Nentwig G-H. Diagnostik, Planung und Aufklärung aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner, W, Hrsg., *Implantologie. Praxis der Zahnheilkunde*. Urban & Schwarzenberg; München - Wien - Baltimore 1996

Neyaz Z, Gadodia A, Gamanagatti S, Mukhopadhyay S. Radiographical approach to jaw lesions. *Singapore Med J* 2008; 49: 165-176

Nitta H, Yamazaki S, Omori T, Sato T. An introduction to epidemiologic and statistical methods useful in environmental epidemiology. *J Epidemiol* 2010; 20: 177-184

Osborn JF. [Biomaterials and their application to implantation]. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1979; 89: 1138-1139

Park SH, Wang HL. Implant reversible complications: classification and treatments. Implant Dent 2005; 14: 211-220

Parsell DE, Gatewood RS, Watts JD, Streckfus CF. Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998; 86: 498-502

Pasler A. Zahnärztliche Radiologie. Thieme; Stuttgart 2007

Penarrocha-Diago M, Boronat-Lopez A, Garcia-Mira B. Inflammatory implant periapical lesion: etiology, diagnosis, and treatment--presentation of 7 cases. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67: 168-173

Pikner SS. Radiographic follow-up analysis of Brånemark dental implants. Swed Dent J 2008; 5: Suppl 62-69

Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design--effect on bone remodeling. J Biomed Mater Res 1991; 25: 467-483

Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 410-416

Pitts NB. Film-holding, beam-aiming and collimating devices as an aid to standardization in intra-oral radiography: a review. J Dent 1984; 12: 36-46

Polimeni G, Koo KT, Qahash M, Xiropaidis AV, Albandar JM, Wikesjo UM. Prognostic factors for alveolar regeneration: bone formation at teeth and titanium implants. J Clin Periodontol 2004; 31: 927-932

Polimeni G, Susin C, Wikesjo UM. Regenerative potential and healing dynamics of the periodontium: a critical-size supra-alveolar periodontal defect study. *J Clin Periodontol* 2009; 36: 258-264

Rabelo GD, de Paula PM, Rocha FS, Jordao Silva C, Zanetta-Barbosa D. Retrospective Study of Bone Grafting Procedures Before Implant Placement. *Implant Dent* 2010; 19: 342-350

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat* 2010; 17: 289-294

Raghav N, Reddy SS, Giridhar AG, Murthy S, Yashodha Devi BK, Santana N, Rakesh N, Kaushik A. Comparison of the efficacy of conventional radiography, digital radiography, and ultrasound in diagnosing periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110: 379-385

Raitz R, Correa L, Curi M, Dib L, Fenyo-Pereira M. Conventional and indirect digital radiographic interpretation of oral unilocular radiolucent lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 165-169

Renvert S, Persson GR. Periodontitis as a potential risk factor for peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 2009; 36: Suppl 9-14

Renvert S, Roos-Jansaker AM, Lindahl C, Renvert H, Rutger Persson G. Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 509-516

Richter EJ. Implantologie in der Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005; 60: 915-916

Rosendahl K, Dahlberg G, Kisch J, Nilner K. Implant periapical lesion. A case series report. *Swed Dent J* 2009; 33: 49-58

Ruehe B, Niehues S, Heberer S, Nelson K. Miniature pigs as an animal model for implant research: bone regeneration in critical-size defects. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 699-706

Rugani P, Kirnbauer B, Arnetzl GV, Jakse N. Cone beam computerized tomography: basics for digital planning in oral surgery and implantology. *Int J Comput Dent* 2009; 12: 131-145

Sadig W, Almas K. Risk factors and management of dehiscient wounds in implant dentistry. *Implant Dent* 2004; 13: 140-147

Sakka S, Coulthard P. Bone quality: a reality for the process of osseointegration. *Implant Dent* 2009; 18: 480-485

Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: Suppl 116-127

Scarano A, Di Domizio P, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Implant periapical lesion: a clinical and histologic case report. *J Oral Implantol* 2000; 26: 109-113

Scarano A, Iezzi G, Artese L, Cimorelli E, Piattelli A. Peripheral giant cell granuloma associated with a dental implant. A case report. *Minerva Stomatol* 2008; 57: 529-534

Schmitz JP, Hollinger JO. The critical size defect as an experimental model for craniomandibulofacial nonunions. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 205: 299-308

Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 483-491

Schroeder A, Pohler O, Sutter F. [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1976; 86: 713-727

Schroeder HEO, A.; Vollrath, L. The periodontium. Springer; Berlin 1986

Schropp L, Stavropoulos A, Gotfredsen E, Wenzel A. Calibration of radiographs by a reference metal ball affects preoperative selection of implant size. Clin Oral Investig 2009; 13: 375-381

Schwartz SF, Foster JK, Jr. Roentgenographic interpretation of experimentally produced bony lesions. I. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1971; 32: 606-612

Sohn JY, Park JC, Um YJ, Jung UW, Kim CS, Cho KS, Choi SH. Spontaneous healing capacity of rabbit cranial defects of various sizes. J Periodontal Implant Sci 2010; 40: 180-187

Sumer AP, Danaci M, Ozen Sandikci E, Sumer M, Celenk P. Ultrasonography and Doppler ultrasonography in the evaluation of intraosseous lesions of the jaws. Dentomaxillofac Radiol 2009; 38: 23-27

Svenson B, Eriksson T, Kronstrom M, Palmqvist S. Quality of intraoral radiographs used for prosthodontic treatment planning by general dentists in the public dental health service. Swed Dent J 1995; 19: 47-54

Tagger-Green N, Horwitz J, Machtei EE, Peled M. [Implant fracture: a complication of treatment with dental implants--review of the literature]. Refuat Hapeh Vehashinayim 2002; 19: 19-24, 68

Theodorou DJ, Theodorou SJ, Sartoris DJ. Primary non-odontogenic tumors of the jawbones: an overview of essential radiographic findings. Clin Imaging 2003; 27: 59-70

Van Assche N, Jacobs R, Coucke W, van Steenberghe D, Quirynen M. Radiographic detection of artificial intra-bony defects in the edentulous area. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 273-279

Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 252-260

Vanegas-Acosta JC, Landinez PN, Garzon-Alvarado DA. Mathematical model of the coagulation in the bone-dental implant interface. *Comput Biol Med* 2010; 40: 791-801

Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 81-85

Wahl G, Jahn A. Periimplantäre Diagnostik mit der Hochfrequenz-Sonographie. *Z Zahnärztl Implantol* 1998; 14: 225-230

Wahl G, Koeck B. Indikationen, Kontraindikationen und Differentialindikationen. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie. Praxis der Zahnheilkunde*. Urban & Fischer, München - Jena 2004: 10-25

Wenzel A, Moystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta Odontol Scand* 2010; 68: 106-114

Willer J, Noack N, Hoffmann J. Survival rate of IMZ implants: a prospective 10-year analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 691-695

Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 204-211

Zhang F, Yang GL, He FM, Zhang LJ, Zhao SF. Cell response of titanium implant with a roughened surface containing titanium hydride: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 1131-1139

Zlotogorski A, Buchner A, Kaffe I, Schwartz-Arad D. Radiological features of central haemangioma of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34: 292-296

8 Danksagung

Ich danke meiner Familie für die liebevolle Begleitung und unermüdliche Unterstützung.

Ich danke Herrn Univ. – Prof. Dr. G. Wahl für die Überlassung des Themas, die Unterstützung bei der Durchführung der praktischen Arbeiten sowie die konstruktive Kritik.

Frau Dr. A. – K. Eisenbeiß, Frau Dr. S. Linsen, Frau Dr. A. Mues, Frau Dr. M. – T. Winterfeld, Herrn Dr. A. Hansen und Herrn PD Dr. E. – H. Helfgen danke ich für die auswertende Betrachtung der Zahnfilme.

Den zahnmedizinischen Fachangestellten der Poliklinik für Chirurgische Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich – Wilhelms - Universität Bonn, besonders Frau D. Schulte, danke ich für die Hilfe während der Durchführung der praktischen Arbeiten. Ebenso Frau Lange und Frau I. Bay für ihre Unterstützung im Labor.

Ich danke Frau Dr. I. Kinsky aus dem Anatomischen Institut der Rheinischen Friedrich – Wilhelms - Universität Bonn für die Überlassung der Präparate.

Ich danke Frau Dipl. – Math. M. Walier vom Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten.